

**CINTHIA COELHO SIMÕES**

**IDENTIFICAÇÃO DO CANAL MANDIBULAR  
A PARTIR DE DIFERENTES PROTOCOLOS  
DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal da Bahia, como requisito parcial para obtenção do grau de Doutora em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos

Salvador  
2011

Ficha catalográfica elaborada por Maria de Fátima Cleômenis Botelho,  
Bibliotecária – CRB-5/908

---

S593i Simões, Cinthia Coelho

Identificação do canal mandibular a partir de diferentes protocolos de tomografia computadorizada de feixe cônico / Cinthia Coelho Simões. -- Salvador, 2011.

104 f. : il.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal da Bahia, Instituto de Ciências da Saúde, 2011.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos.

1. Radiologia. 2. Radiologia odontológica. 3. Tomografia computadorizada de feixe cônico. I. Campos, Paulo Sérgio Flores II. Universidade Federal da Bahia, Instituto de Ciências da Saúde. III. Título.

CDU: 615.849

---

## **TERMO DE APROVAÇÃO**

**CINTHIA COELHO SIMÕES**

### **IDENTIFICAÇÃO DO CANAL MANDIBULAR A PARTIR DE DIFERENTES PROTOCOLOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Tese apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Doutora em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas, Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia.

Aprovada em \_\_\_\_\_.

Banca de examinadora

Paulo Sérgio Flores Campos, Orientador \_\_\_\_\_  
Doutor em Odontologia pela Universidade de São Paulo  
Universidade Federal da Bahia

Flávia Maria de Moraes Ramos-Perez \_\_\_\_\_  
Doutora em Radiologia Odontológica pela Universidade Estadual de Campinas  
Universidade Federal de Pernambuco

Iêda Margarida Crusoé Rocha Rebelo \_\_\_\_\_  
Doutora em Odontologia pela Universidade Federal da Paraíba  
Universidade Federal da Bahia

Márcio Corrêa \_\_\_\_\_  
Doutor em Estomatologia Clínica pela Universidade Católica do Rio Grande do Sul  
Universidade Federal de Santa Catarina

Roberto Paulo Correia de Araújo \_\_\_\_\_  
Doutor em Odontologia pela Universidade Federal da Bahia  
Universidade Federal da Bahia

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, por sempre me mostrar a direção correta, colocando no meu caminho desafios para que possa crescer e pessoas maravilhosas a quem possa seguir.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos, a quem devo muito do que aprendi, pela confiança e paciência durante a elaboração deste trabalho, cuja orientação, conduta e conhecimento foram fundamentais, e por me ter admitido no Grupo de Estudo em Radiologia Odontológica (GERO), do qual espero continuar fazendo parte.

Ao Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas da UFBA e meu orientador de mestrado, Prof. Dr. Roberto Paulo Correia de Araújo, pela amizade e orientação desde nossos primeiros contatos no ambiente universitário, a quem admiro pelo exemplo de um ser humano correto, amigo e com incansável disposição para ensinar, aprender e lutar pelos seus objetivos.

À Profa. Dra. Iêda Crusoé, pela atenção e auxílio na construção e execução deste trabalho.

A Cristiano Santos e Marianna Torres, que também fazem parte desta conquista, pelo tempo dedicado à avaliação das imagens tomográficas.

Aos colegas e professores do Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas da UFBA, pelo incentivo e por termos caminhado juntos nesta jornada.

A Luciana Aguiar, pela amizade e pelo auxílio na execução deste trabalho.

A meus pais, Maria e Ivan, e às minhas irmãs, Thais e Simone, pela compreensão, amor, carinho e apoio durante toda minha vida, sempre presentes nos momentos difíceis e felizes.

Ao meu marido, João Paulo, pelo companheirismo, amor e paciência, primeiro incentivador à realização deste sonho.

A minha filha, Maria Luiza, sol da minha vida, que está feliz com esta minha nova conquista.

*Aprender é a única coisa de que a mente nunca se cansa,  
nunca tem medo e nunca se arrepende.*

Leonardo da Vinci

## RESUMO

Este estudo avaliou, objetiva e subjetivamente, a acurácia de diferentes protocolos de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) em identificar o canal mandibular humano. Com esse propósito, foram obtidas imagens de TCFC de dez hemimaníbulas maceradas no equipamento K9000 3D, sendo modificada apenas a mA (Grupo I: 2mA; Grupo II: 8mA e Grupo III: 15mA). Todas as aquisições foram feitas com 80kV, FOV de 5 x 3,7cm, matriz de 512 x 512 e voxel de 0,076mm de espessura. Após as aquisições, dois avaliadores analisaram as reconstruções ortogonais em três tamanhos de voxel, constituindo-se, assim, nove grupos experimentais (IA: 2mA e voxel de 0,076mm; IB: 2mA e voxel de 0,535mm; IC: 2mA e voxel de 2,1mm; IIA: 8mA e voxel de 0,076mm; IIB: 8mA e voxel de 0,535mm; IIC: 8mA e voxel de 2,1mm; IIIA: 15mA e voxel de 0,076mm; IIIB: 15mA e voxel de 0,535mm; IIIC: 15mA e voxel de 2,1mm). Para a fase objetiva, foram realizadas mensurações lineares verticais e horizontais nas imagens, por dois examinadores, que foram comparadas com as mensurações realizadas nas mandíbulas secas (padrão-ouro) por um terceiro examinador, sendo calculado o erro de mensuração. Na fase subjetiva, as imagens foram avaliadas por dois examinadores, que atribuíram escores de 0 a 3 para itens relacionados a visualização do rebordo ósseo, corticais do canal mandibular, visualização do canal mandibular e qualidade geral da imagem, além de atribuírem escores nominais (sim ou não) para a aceitabilidade das imagens para mensurações verticais e horizontais. Os resultados demonstraram que as medidas de altura e espessura óssea não apresentaram diferença estatisticamente significativa para todos os grupos experimentais, quando comparadas ao padrão-ouro. Os grupos experimentais estudados apresentaram qualidade de imagem aceitáveis para o planejamento de implantes, com exceção das imagens adquiridas com 2mA e analisadas com voxel de 0,076mm e 0,535mm. Apesar da aceitação de 77,71% das imagens de TCFC para planejamento de implante osteointegrado, todas as medidas de altura e espessura ósseas, realizadas nas imagens dos diferentes grupos experimentais, não diferiram das medidas reais, concluindo-se que todas as imagens possuem qualidade suficiente para identificação do canal mandibular. Entretanto, o protocolo IIC (8mA e voxel de 2,1mm) deve ser, preferencialmente, indicado na identificação do canal mandibular, já que a dose de radiação é menor que os protocolos de 15mA e a qualidade de imagem é superior aos protocolos de 2 mA, além disso, voxel de 2,1mm apresentou maior aceitabilidade das imagens.

Palavras-chave: Tomografia. Diagnóstico por imagem. Mandíbula.

## ABSTRACT

In this study, the effectiveness of different protocols of cone beam computed tomography (CBCT) in the identification of human mandibular canal was assessed, both objectively and subjectively. For this purpose, ten CBCT macerated images of hemimandibles were captured using a K9000 3D system, and only the mA was modified (Group I: 2mA, Group II and Group III 8mA, 15mA). All acquisitions were made with 80kV, FOV of 3.7 x 5 cm, matrix : 512 x 512 and voxel thickness of 0.076 mm. Following the acquisitions, two evaluators analyzed orthogonal reconstructions in three voxel sizes, thus making nine groups (AI: 2mA and voxel of 0.076 mm; IB: 2mA and voxel of 0.535 mm, IC: 2mA and voxel of 2.1 mm; IIA: 8mA and voxel of 0.076 mm; IIB: 8mA and voxel of 0.535 mm; IIC: 8mA and voxel of 2.1 mm; IIIA: 15mA and voxel of 0.076 mm; IIIB: 15mA and voxel of 0.535 mm; IIIC: 15mA and voxel of 2.1 mm). For the objective phase, linear measurements of the images both in vertical and horizontal dimensions were performed by two examiners. Those measurements were compared with measurements performed in dry mandibles (gold standard) by a third examiner, and the measurement error was calculated. In the subjective phase, the images were evaluated by two examiners who assigned scores from 0 to 3 to items related to the visualization of the alveolar ridge, the cortical bones of the mandibular canal, visualization of the mandibular canal and overall image quality, besides nominal scores (yes or not) assigned to the acceptability of images for vertical and horizontal measurements. The results showed that bone height and thickness measurements indicated no statistically significant difference for any of the experimental groups as compared to the gold standard. However, images acquired with a lower mA and analyzed with a larger size voxel showed satisfactory quality. Despite the 77.71% acceptance of CBCT images for osseointegrated implant planning, none of the bone height and thickness measurements performed on images of the different experimental groups differed from the actual measurements, which led to the conclusion that all images are of sufficient quality to allow for the identification of the mandibular canal. However, the protocol IIC (8mA and 2.1 mm voxel) should preferably be indicated in the identification of the mandibular canal, since the radiation dose is less than 15mA protocols and image quality is superior to the protocols of 2 mA in addition, voxel of 2.1 mm had a higher acceptability of images.

Key words: Tomography. Image diagnostic. Mandible.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Classificação topográfica do canal mandibular	26
Figura 2	Vista superior da mandíbula, evidenciando-se as linhas de orientação tracejadas em rebordo ósseo alveolar superior e face vestibular mandibular, determinando os sítios avaliados em cada hemimandíbula	47
Figura 3	Vista lateral da mandíbula, apresentando as linhas de orientação tracejadas na face vestibular mandibular	47
Figura 4	Marcadores esféricos vazados fixados nos sítios preestabelecidos no rebordo ósseo superior da mandíbula com o auxílio de cera utilidade - vista superior	48
Figura 5	Cones de guta-percha fixados sobre as linhas de orientação preestabelecidas na face vestibular mandibular - vista lateral	49
Figura 6	Mandíbula posicionada no interior da caixa de isopor com o PSM perpendicular ao PH e o plano mandibular a uma inclinação de 25 graus em relação ao PH - vista lateral	50
Figura 7	Mandíbula imersa em água, posicionada e fixada na caixa de isopor - vista superior	50
Figura 8	Conjunto caixa de isopor/mandíbula posicionado no suporte do aparelho de TCFC K9000 3D, Kodak. Feixe de orientação luminoso indicando a linha média	51
Figura 9	Tela multiplanar com reconstrução 3D dos sítios de interesse de uma hemimandíbula	52
Figura 10	Representação da mensuração da altura (A) e espessura (E) ósseas na imagem ortogonal do sítio em TCFC	53
Figura 11	Mandíbula seccionada na linha de orientação do sítio preestabelecido com o auxílio de serra fita	55
Figura 12	Vista lateral da hemimandíbula, pós-seccionamento, com seus segmentos previamente identificados	55



Figura 13	Vista transversal dos sítios após o seccionamento da hemimandíbula	56
Figura 14	Representação da mensuração da altura (A) e espessura (E) ósseas no sítio	56
Figura 15	Paquímetro digital (ZAAS Precision- Amatools)	57
Figura 16	Mensurações da altura do teto do canal mandibular ao rebordo ósseo superior (A) e espessura óssea no nível da cortical superior do canal mandibular (B) com o auxílio do paquímetro digital	57
Figura 17	Fórmula utilizada para calcular o EM	59
Figura 18	Erro de mensuração da altura óssea dos grupos experimentais	63
Figura 19	Erro de mensuração da espessura óssea dos grupos experimentais	68
Figura 20	Avaliação subjetiva interexaminadores em relação à visualização do canal mandibular	76
Figura 21	Avaliação subjetiva da aceitabilidade interexaminadores das imagens tomográficas para medidas de altura e espessura ósseas entre os grupos experimentais I, II e III	82
Figura 22	Avaliação subjetiva da aceitabilidade interexaminadores das imagens tomográficas para medidas de altura e espessura ósseas entre os grupos experimentais IA, IB e IC	84
Figura 23	Avaliação subjetiva da aceitabilidade interexaminadores das imagens tomográficas para medidas de altura e espessura ósseas entre os grupos experimentais IIA, IIB e IIC	85
Figura 24	Avaliação subjetiva da aceitabilidade interexaminadores das imagens tomográficas para medidas de altura e espessura ósseas entre os grupos experimentais IIIA, IIIB e IIIC	86

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Erro de mensuração da altura óssea para cada grupo experimental	63
Tabela 2	Erro de mensuração da espessura óssea para cada grupo experimental	67
Tabela 3	Coeficiente de concordância de Lin (CCL) entre as mensurações lineares verticais e horizontais realizadas pelo examinador 2 e padrão-ouro para cada grupo experimental	71
Tabela 4	Valores Kappa ponderado para avaliação da concordância de todos os itens realizados da fase subjetiva independente do grupo experimental avaliado	72
Tabela 5	Valores Kappa ponderado para avaliação da concordância interexaminadores em relação à visualização da cortical óssea superior para os diferentes grupos experimentais	74
Tabela 6	Valores Kappa ponderado para avaliação da concordância interexaminadores em relação à visualização do canal mandibular para os diferentes grupos experimentais	76
Tabela 7	Valores Kappa ponderado para avaliação da concordância interexaminadores em relação à delimitação das corticais do canal mandibular para os diferentes grupos experimentais	78
Tabela 8	Valores Kappa ponderado para avaliação da concordância interexaminadores em relação à qualidade geral das imagens tomográficas para os diferentes grupos experimentais	79
Tabela 9	Valores Kappa simples para avaliação da concordância interexaminadores em relação à aceitabilidade das imagens tomográficas para mensurações de altura e espessura ósseas nos diferentes grupos experimentais	81
Tabela 10	Número e porcentagem dos sítios quanto à qualidade de imagem tomográfica aceitável para a realização de mensurações lineares vertical e horizontal	83

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1	Grupos experimentais avaliados em diferentes protocolos de aquisição e análise de imagens tomográficas computadorizada de feixe cônico	54
Quadro 2	Critério para interpretação do coeficiente Kappa	59

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ALARA	<i>as low as reasonably achievable</i> (tão baixo quanto razoavelmente exequível)
Bit	dígito binário; menor unidade de informação armazenada ou transmitida
CCD	<i>charge-coupled device</i> (dispositivo de carga acoplada)
CCL	coeficiente de correlação de Lin
CEF	cirurgia endoscópica funcional
EM	erro de mensuração
FOV	<i>field of view</i> (campo de visão)
FPD	<i>flat panel detector</i> (detector de tela plana)
kVp	quilovoltagem-pico
LCD	<i>liquid cristal display</i> (tela de cristal líquido)
mA	miliamperagem
mAs	miliamperagem por segundo
MP	megapixel
PH	plano horizontal
Pixel	menor unidade detectável em uma imagem
PSM	plano sagital mediano
seg	segundo
TC	tomografia computadorizada
TCs	tomografias computadorizadas
TCFC	tomografia computadorizada de feixe cônico
UFBA	Universidade Federal da Bahia
Voxel	menor unidade detectável em um volume
%	porcentagem

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>15</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>19</b>
2.1	MANDÍBULA	20
2.2	EMBRIOLOGIA MANDIBULAR	20
2.3	CANAL MANDIBULAR	22
2.4	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO	27
2.5	QUALIDADE DE IMAGEM	33
2.5.1	Qualidade de imagem e miliamperagem	34
2.5.2	Qualidade de imagem e <i>voxel</i>	37
<b>3</b>	<b>OBJETIVOS</b>	<b>43</b>
3.1	OBJETIVO GERAL	44
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	44
<b>4</b>	<b>MATERIAL E MÉTODOS</b>	<b>45</b>
4.1	ASPECTO ÉTICO	46
4.2	AMOSTRA	46
4.3	SÍTIOS AVALIADOS	46
4.4	AQUISIÇÃO DAS IMAGENS	49
4.5	FASE OBJETIVA	52
<b>4.5.1</b>	<b>Avaliação das imagens</b>	<b>52</b>
<b>4.5.2</b>	<b>Padrão-ouro</b>	<b>54</b>
4.6	AVALIAÇÃO SUBJETIVA	58
4.7	ANÁLISE ESTATÍSTICA	58
<b>4.7.1</b>	<b>Avaliação objetiva</b>	<b>58</b>
<b>4.7.2</b>	<b>Avaliação subjetiva</b>	<b>59</b>

<b>5</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>61</b>
5.1	AVALIAÇÃO OBJETIVA	62
5.1.1	<b>Erro de mensuração para medidas lineares verticais</b>	<b>62</b>
5.1.2	<b>Erro de mensuração para medidas lineares horizontais</b>	<b>66</b>
5.1.3	<b>Concordância intra- e interexaminadores</b>	<b>69</b>
5.1.4	<b>Concordância entre as mensurações realizadas nas imagens tomográficas e o padrão-ouro</b>	<b>70</b>
5.2	AVALIAÇÃO SUBJETIVA	72
5.2.1	<b>Qualidade de imagem da cortical superior mandibular</b>	<b>73</b>
5.2.2	<b>Visualização do canal mandibular</b>	<b>75</b>
5.2.3	<b>Delimitação das corticais do canal mandibular</b>	<b>77</b>
5.2.4	<b>Qualidade geral da imagem</b>	<b>79</b>
5.2.5	<b>Aceitabilidade da imagem para mensurações lineares verticais e horizontais</b>	<b>80</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÕES</b>	<b>88</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>90</b>
	<b>ANEXOS</b>	<b>99</b>

# 1 INTRODUÇÃO

As intervenções odontológicas realizadas na mandíbula necessitam de uma análise topográfica e morfológica do canal mandibular, com o objetivo de evitar lesões ao feixe vasculonervoso que o atravessa. Assim sendo, além do conhecimento anatômico, o cirurgião-dentista necessita de métodos de diagnóstico por imagem que sejam capazes de reproduzir com fidelidade a configuração do canal mandibular, permitindo-lhe uma maior segurança no planejamento e na execução dos procedimentos clínicos/cirúrgicos em seus pacientes.

O canal mandibular localiza-se no interior do ramo e corpo da mandíbula, percorrendo um trajeto que tem início no forame mandibular, exteriorizando-se no forame mental, podendo ou não continuar seu trajeto intraósseo em direção à região do mento como um canal único. Apresentando-se curvo de posterior para anterior, esse canal cruza obliquamente todo o corpo mandibular. Topograficamente, está localizado mais próximo da lâmina óssea interna até atingir a face mesial do primeiro molar, aproximando-se da lâmina óssea externa até alcançar o forame mental (MADEIRA, 2004).

No canal mandibular, a artéria alveolar inferior penetra no forame mandibular em companhia do nervo alveolar inferior, tendo com ele percurso e ramificações idênticos (MADEIRA, 2004). Injúrias a esse nervo podem causar alterações neurossensorias desconfortáveis para o paciente, da mesma forma que lesões à artéria alveolar inferior podem proporcionar hemorragias no transoperatório (NGEOW; YUZAWATI, 2003).

Com o advento das tomografias computadorizadas (TCs), a qualidade das imagens obtidas permitiu uma maior precisão na representação das estruturas anatômicas, porém as tomografias computadorizadas médicas proporcionam alta exposição à radiação, custo elevado e disponibilidade limitada que impedem seu uso rotineiro para aplicações odontológicas.

Na década de 1990 foi introduzida uma nova modalidade de imagem computadorizada, a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), método radiográfico que passou a ter aplicação em várias áreas da Odontologia. Com



isso, surgiram diferentes fabricantes de tomógrafos com diferentes programas e diferentes protocolos de aquisição de imagens inerentes a cada aparelho.

A aquisição da imagem na TCFC, na maioria dos equipamentos, envolve uma rotação de 360 graus do conjunto fonte de radiação e detectores digitais em sincronia. A cada grau de rotação são geradas imagens base, e o computador processa essas imagens utilizando algoritmos sofisticados, gerando dados volumétricos tridimensionais, que são reconstruídos em diferentes planos (SCARFE, FARMAN, SUKOVIC, 2006).

A TCFC vem se destacando por utilizar um tomógrafo relativamente pequeno e de menor custo, indicado para a região dentomaxilofacial, provendo à Odontologia a reprodução da imagem tridimensional das estruturas maxilofaciais, com reduzido tempo de aquisição de imagem e dose de radiação significativamente diminuída, se comparada à tomografia computadorizada helicoidal (GARIB et al., 2007).

A qualidade da imagem depende de um julgamento subjetivo do clínico sobre toda a aparência radiográfica. É uma combinação de diversas características, dentre elas: densidade, contraste, nitidez e resolução. A qualidade da imagem digital afeta a capacidade de identificar e delinear as estruturas importantes para o diagnóstico. A imagem que apresenta uma qualidade adequada fornece informações suficientes para que o diagnóstico seja elaborado com um grau aceitável de segurança e confiabilidade.

Uma imagem digital é composta por um arranjo bidimensional formado através da interseção de planos (linhas e colunas) entre o eixo das abscissas e o das ordenadas (X e Y), chamado de matriz, constituída por um conjunto de *pixels* distribuídos nessas linhas e colunas. O *pixel* é o menor ponto da imagem que pode ser obtido. Nos *pixels* (bidimensionais) estão representados os valores dos tons de cinza de tecidos que foram radiografados. A partir desses, são formados os elementos tridimensionais (eixo Z) que correspondem aos *voxels*. O *voxel*, a menor unidade de volume detectável, é isotrópico na TCFC, ou seja, possui as três dimensões iguais (altura, largura e profundidade), diferentemente da TC médica, em que o *voxel* é anisotrópico até a geração helicoidal. O FOV (do inglês *field of view*) corresponde ao tamanho do campo de visão a ser estudado e pode

ser colimado de acordo com a área de interesse. A divisão do FOV pelo tamanho da matriz do tomógrafo fornece o tamanho do *pixel* a ser exibido (CAVALCANTI, 2008).

Os protocolos de aquisição e reconstrução influenciam diretamente a qualidade das imagens adquiridas, o que pode comprometer a observação das estruturas anatômicas, dependendo do protocolo escolhido (LIANG et al., 2009) e de possíveis alterações nessas estruturas.

A qualidade de imagem em TC está relacionada com a dose de radiação, diretamente proporcional à kVp e à mA determinados para a aquisição da imagem. Com outros parâmetros mantidos constantes, a elevação da mA e da kVp diminuem o ruído (granulosidade da imagem), aumentando a resolução de contraste. Além disso, o *voxel* escolhido (tanto para obtenção da imagem como para análise da mesma) interfere na nitidez e na riqueza de detalhes das estruturas anatômicas e dos processos patológicos visualizados nas tomografias (KWONG et al., 2008).

O objetivo deste trabalho foi avaliar a eficácia de diferentes protocolos de TCFC em identificar o canal mandibular.

## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

## 2.1 MANDÍBULA

A mandíbula é um osso ímpar e móvel situado na face, que forma, com o osso hioide, o esqueleto do assoalho bucal. Articula-se através de estruturas moles aos dois ossos temporais e permite a realização de vários movimentos cujos eixos se localizam no nível da articulação temporomandibular, em ambos os lados (FIGÚN; GARINO, 1994; DANGELO; FATTINI, 2006).

O osso mandibular divide-se em três partes, corpo, ramo e ângulo mandibular, resultando este último da união dos dois primeiros segmentos. O corpo mandibular é retangular, mais alto que espesso e subdivide-se em base e processo alveolar (MADEIRA, 2004).

## 2.2 EMBRIOLOGIA MANDIBULAR

Os primórdios da face começam a aparecer no início da quarta semana de vida intrauterina, em torno do grande estomódeo (boca primitiva). O desenvolvimento da face depende da influência indutora dos centros organizadores do prosencéfalo e do rombencéfalo. Os cinco primórdios da face aparecem como proeminências em torno do estomódeo: a proeminência frontonasal ímpar, o par de proeminências maxilares e o par de proeminências mandibulares. Esses pares de proeminências derivam do primeiro par de arcos faríngeos e são formados pelo mesênquima derivado das células da crista neural, que migram para os arcos na quarta semana do desenvolvimento embrionário. Essas células são a principal fonte dos componentes do tecido conjuntivo, inclusive das cartilagens, dos ossos e dos ligamentos das regiões facial e bucal (MOORE; PERSAUD, 2000).

A partir da sexta semana de vida intrauterina, a mandíbula cresce lateral e posteriormente à cartilagem do primeiro arco branquial, para unir o corpo da mandíbula ao côndilo cartilaginoso (AVERY, 2001). Ambos tomam o lugar da cartilagem de Meckel, que é reabsorvida na sua maior parte, para induzir o

desenvolvimento da mandíbula, formada por ossificação membranosa do tecido mesenquimatoso que circunda a cartilagem de Meckel. Quanto ao côndilo e ao processo coronoide da mandíbula, sua ossificação é endocondral (VELAYOS; SANTANA, 2004).

No quarto mês de vida intrauterina, o canal mandibular não está formado, mas observa-se uma depressão na superfície mediana do arco mandibular, localizada no ângulo da mandíbula, abaixo do processo condilar e atrás do processo alveolar, onde se acomodam nervos e vasos sanguíneos (BOLLOBÁS, 1982).

No quinto mês de vida fetal, desenvolve-se uma parede óssea com base na lâmina bucal, formada paralelamente ao corpo mandibular. Em duas a três semanas, essa parede óssea alcança a lâmina lingual sobre o ângulo mandibular, e coossificações com a forma de canal ósseo acomodam-se na secção inicial da artéria alveolar inferior, dando origem ao canal mandibular. Frequentemente, nesse mesmo mês, já se encontram algumas aberturas oblíquas na superfície lingual do arco mandibular, que se fusionam e dão origem ao forame mandibular no sexto ou sétimo mês de vida intrauterina, forame que aparece mais tardiamente que o forame mental, que já se encontra formado no final do quinto mês gestacional (BOLLOBÁS, 1982).

No período pré-natal, uma parte do canal mandibular se desenvolve em orientação horizontal; após o nascimento, o canal mandibular completa sua formação, com uma orientação de crescimento estável e curvilíneo (KJAER, 1989; CHÁVEZ-LOMELÍ et al.,1996). Acredita-se que o desenvolvimento pós-natal do canal mandibular e do canal mental influencie no padrão de crescimento mandibular (PÁLSSON; KJAER, 2009).

No recém-nascido, existem duas hemimandíbulas que se fusionam na linha média. Aos dois anos de idade, forma-se um conjunto na zona central que, no futuro, pode dar origem aos ossículos mentuais. No interior da mandíbula, forma-se o canal mandibular e outro mais inferior, o conduto de Serres, por onde passa uma veia incluída no tecido esponjoso, do qual não restam vestígios a partir dos oito anos de idade (VELAYOS; SANTANA, 2004).

O osso mandibular desenvolve-se em várias unidades: uma unidade condilar forma a articulação, permitindo os movimentos mandibulares; o corpo é o centro de todo o crescimento e funcionamento da mandíbula; o processo angular responde pelos músculos mastigatórios pterigoide lateral e masseter; o processo coronoide é responsável pelo desenvolvimento e pela inserção dos músculos temporais, e o processo alveolar, pelo desenvolvimento dos dentes (AVERY, 2001).

Com a utilização de 302 mandíbulas do Instituto Nacional de Antropologia e História do México, descreveu-se o curso pré-natal do canal mandibular humano em relação à maturação dentoalveolar. As mandíbulas foram classificadas de acordo com os estágios de maturação dentoalveolar, radiografadas com pontas de guta-percha inseridas nos forames das superfícies linguais dos ramos mandibulares. Os resultados demonstraram que apareceu primeiramente o canal para os incisivos, seguido pelo canal dos primeiros molares decíduos, e por um ou mais canais dos primeiros molares permanentes. No grupo mais maduro, três canais diferentes foram encontrados em cada hemimandíbula. A partir da superfície lingual dos ramos mandibulares, os canais se dirigiam para grupos de dentes diferentes. Presumivelmente, o nervo alveolar inferior forma-se na mandíbula a partir de três canais e nervos individuais que se originam em diferentes fases do desenvolvimento. Concluiu-se que o crescimento pré-natal rápido e o remodelamento na região de ramo resultam na coalescência gradual dos forames e dos canais que se encontram geralmente ao nascimento. A existência de canais mandibulares bífidos ou trífidados seria resultado da fusão incompleta desses três canais (CHÁVEZ-LOMELÍ et al.,1996).

### 2.3 CANAL MANDIBULAR

O canal mandibular encontra-se no interior do ramo e corpo mandibular de ambos os lados, tendo um curso côncavo, cuja porção posterior é descendente, progredindo para anterior com o curso ascendente até chegar ao forame mental. Seu trajeto é oblíquo anteroposteriormente, tendo início no forame mandibular,

localizado na face medial do ângulo da mandíbula, ocorrendo, no seu trajeto final, sua divisão em canal incisivo e canal mental, exteriorizando-se este último na cortical vestibular da mandíbula através do forame mental (ANDERSON; KOSINSKI; MENTAG, 1991; BAVITZ et al., 1993). Topograficamente, está próximo à lamina óssea medial, até atingir a face mesial do primeiro molar inferior; a partir dessa região, segue seu trajeto, aproximando-se da lâmina óssea lateral até alcançar o forame mental (ULM et al., 1993; MADEIRA, 2004; COPPEDÉ, 2008).

Em mandíbulas edêntulas em diferentes estágios de reabsorção óssea alveolar, a distância entre o canal mandibular e a cortical lingual, bucal e inferior não muda em qualquer fase do processo de atrofia do rebordo alveolar. A distância entre o canal mandibular e o limite superior do corpo mandibular, no entanto, apresenta mudança com o avanço do processo de reabsorção (ULM et al., 1993).

Alguns estudos demonstraram que não ocorrem mudanças no ângulo, no processo coronoide, no pescoço e no côndilo da mandíbula de idosos edêntulos. Depois da exodontia, o rebordo alveolar é reabsorvido e aproxima-se do canal mandibular e do forame mental. Com isso, o nervo alveolar inferior pode ser exposto a tecidos circunvizinhos, podendo ser pressionado pela prótese, ocasionando dor (GABRIEL, 1958; NEDELMAN; BERNICK, 1978; GERSHENSON; NATHAN; LUCHANSKY, 1986; XIE et al., 1997).

O canal mandibular é composto por paredes e trabéculas ósseas, com muitas lacunas em toda sua extensão entre o forame mandibular e o mental (GROWGIEL, 1992; TOLEDO FILHO; MARZOLA; TOLEDO NETO, 1998). Suas paredes possuem espessura de aproximadamente 0,1mm, e seu número de foramíneas é aproximadamente constante, porém não possuem orientação particular. Presumivelmente, essas lacunas permitem que ramificações do nervo alveolar inferior e vasos sanguíneos deixem o canal mandibular para prover o tecido circunvizinho e as unidades dentárias (POLLAND et al., 2001).

A medida média do canal à cortical vestibular externa é de 6mm na região de molares e diminui para 2,5mm na região de pré-molares. No sentido vertical, a distância do canal ao rebordo basal externo, na altura do forame mental, é de

17mm em média, diminuindo progressivamente até a região de molares, com valores médios de 7,3mm, e voltando a aumentar na região mais posterior do corpo mandibular. O canal possui diâmetro médio de 3,7mm e, à medida que se aproxima do forame mental, diminui para 2,9mm (ANDERSON; KOSINSKI; MENTAG, 1991; TOLEDO FILHO; MARZOLA; TOLEDO NETO, 1998). Na região dos segundo e terceiro molares, o canal se localiza abaixo da linha miloióidea de 1,6mm a 6mm, enquanto, na região de molares, essa distância pode chegar de 8mm a 10,5mm (GOWGIEL, 1992).

Radiograficamente, o canal mandibular apresenta-se como uma faixa radiolúcida delimitada por duas linhas radiopacas, superior e inferior, que são as suas corticais limítrofes. Algumas vezes, as corticais podem ser vistas apenas parcialmente, ou até mesmo não ser vistas. O trajeto do canal, observado entre o forame mandibular e o forame mental, raramente é detectado muito além do forame mental (FREITAS; ROSA; SOUZA, 2000; WHITE; PHAROAH, 2007). Por outro lado, as muitas variações anatômicas do canal mandibular podem determinar imagens radiográficas diferentes, como canais amplos ou bífidos (COPPEDÉ, 2008).

Existem vários tipos de relação entre os ápices radiculares e o canal da mandíbula; basicamente, porém, ela é de três tipos: no primeiro tipo, o canal mandibular está em contato com o fundo do alvéolo do terceiro molar, distanciando-se progressivamente dos outros ápices radiculares; o segundo tipo caracteriza-se por não estabelecer relação de proximidade com as raízes dentárias; no terceiro, muito menos frequente, sua relação de proximidade é com as raízes de todos os molares e pré-molares (MADEIRA, 2004; WECKER, 2009).

A função do canal mandibular é proteger e servir como passagem para a artéria, a veia e o nervo alveolares inferiores. Este plexo vasculonervoso alveolar inferior é mais espesso na região do ramo mandibular, ocupando quase todo o espaço entre as corticais do canal mandibular, em toda a sua extensão; apresenta-se geralmente em contato com a cortical lingual do canal e, ao chegar ao final no terço anterior do canal mandibular, muda o seu sentido, girando a partir da cortical lingual para o forame mental (GOWGIEL, 1992).



O nervo alveolar inferior é uma das ramificações do nervo mandibular, sendo este o terceiro ramo do nervo trigêmeo. O nervo mandibular atravessa o crânio pelo forame oval e, logo abaixo dele, se ramifica em um verdadeiro ramalhete, sendo seus dois ramos principais o nervo lingual e o nervo alveolar inferior. Este último penetra pelo forame mandibular e percorre o canal mandibular, onde se ramifica, porém seus ramos se anastomosam desordenadamente para constituir o plexo dental inferior. Aproximadamente à altura do segundo pré-molar, emite um ramo colateral, o nervo mental, que emerge do forame do mesmo nome para prover sensibilidade geral às partes moles do mento (WECKER, 2009).

Investigando-se o posicionamento intraósseo vertical dos padrões de ramificações do nervo alveolar inferior em 39 mandíbulas edêntulas de cadáveres humanos por microsecção, foram obtidos os resultados a seguir. O nervo alveolar inferior foi localizado na parte superior do corpo da mandíbula em 30,7% dos casos, com um plexo de pequenas ramificações para a região dos molares. Em 69,2% dos casos, esse nervo ocupava uma posição intermediária, no sentido craniocaudal, ou mais íntimo à borda inferior da mandíbula; 41% deles apresentaram um pequeno plexo posterior na região dos molares; 37%, plexos posterior e anterior; 22% não demonstraram ramificações ou apresentaram um único tronco com um número pequeno de ramificações com direção única para a borda superior da mandíbula (KIESER; PAULIN; LAW, 2004).

Um estudo anatômico avaliou a localização bucolingual do canal mandibular, além de verificar a topografia do nervo, da artéria e da veia alveolares inferiores dentro do canal mandibular através de cortes histológicos. A topografia bucolingual do canal mandibular foi classificada em três tipos: tipo I: o canal possuía um trajeto próximo à cortical medial em ramo e corpo mandibular; tipo II: o curso do canal mandibular do forame mandibular até a distal do segundo molar apresentou-se no meio da mandíbula e, a partir da mesial do segundo molar até a porção anterior ao forame mental, seu curso foi próximo à cortical medial; tipo III: o canal mandibular seguiu pelo meio ou em terço medial próximo ao meio do ramo e do corpo mandibular (Figura 1). Os cortes histológicos revelaram que a veia alveolar inferior percorreu o canal mandibular sobre o nervo alveolar inferior em oito casos (80%), com a artéria alveolar inferior localizada por lingual da veia

alveolar inferior, e, em dois casos (20%), os vasos alveolares inferiores encontravam-se por bucal do nervo alveolar inferior (KIM et al., 2009).

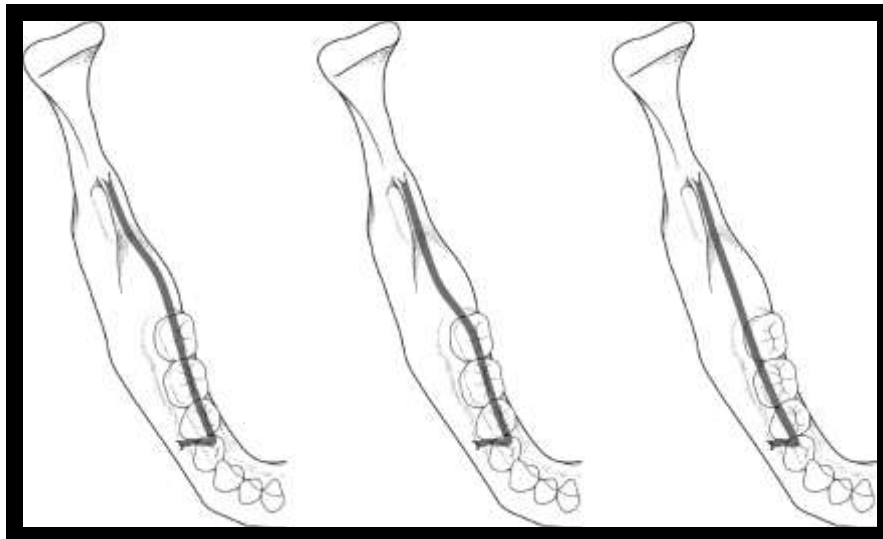


Figura 1 - Classificação topográfica do canal mandibular  
Fonte: Kim et al., 2009, p.938.

Outros pesquisadores identificaram a posição do canal mandibular por medida direta e determinaram as ramificações do nervo alveolar inferior por exame histológico. Em 49 hemimandíbulas de dentados, parcialmente edêntulos e edêntulos, a área entre a margem anterior do terceiro molar inferior e a margem anterior do segundo pré-molar inferior foi seccionada em sete segmentos, o canal mandibular foi avaliado quanto ao diâmetro e quanto à sua distância das corticais em cada segmento. Em seguida, foram realizados cortes transversais ao longo do canal mandibular e forame mental e examinados por microscópio de fluorescência, constatando-se os achados que seguem. O canal mandibular situava-se a uma distância média de 10,52mm sobre a margem inferior da mandíbula. Na região mandibular localizada próxima à distal do segundo molar inferior, o canal mandibular encontrava-se mais próximo à cortical lingual nos dentados, parcialmente edêntulos e edêntulos. Já nos segmentos que englobavam a região mandibular entre a mesial do segundo molar inferior e a região distal do segundo pré-molar inferior, o canal mandibular localizava-se mais próximo da cortical lingual da mandíbula em dentados e parcialmente edêntulos,

mas, em edêntulos, as distâncias da cortical lingual e bucal foram praticamente as mesmas. O diâmetro médio máximo do canal mandibular, do nervo alveolar inferior, da artéria alveolar inferior e da veia alveolar inferior foi de 2,52mm, 1,84mm, 0,42mm e 0,58mm, respectivamente. Este estudo revelou que o nervo alveolar inferior frequentemente dá origem a várias ramificações, em cada segmento analisado, em diferentes direções (KILIC et al., 2010).

## 2.4 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

A TC é um método de diagnóstico por imagem que utiliza a radiação X e permite obter a reprodução de uma secção do corpo humano em qualquer dos três planos do espaço (GARIB et al., 2007). Esse método, proposto por Godfrey Hounsfield em 1972, consiste na utilização de um tubo de radiação X que emite um feixe colimado em forma de leque direcionado a uma bateria de detectores de cintilação. O sinal analógico emanado dos detectores é convertido em sinal digital, e algoritmos matemáticos de reconstrução proporcionam a imagem tomográfica axial, o que requer uma reconstrução fatia por fatia do objeto, para obtenção de sua imagem tridimensional (WHITE; PHAROAH, 2007).

O primeiro tomógrafo computadorizado para o corpo inteiro foi instalado em 1974, na Universidade de Georgetown, e suas maiores vantagens em relação à tomografia convencional foram as mudanças na obtenção de informações de dados analógicos para dados digitais, eliminando-se a superposição de estruturas anatômicas e aumentando-se a capacidade de diferenciar tecidos moles e estruturas ósseas (BRUCATO, 2007). Em 1989, foi introduzida, em 1989, a tomografia espiral ou helicoidal, em que a fonte de raios X e os detectores movem-se ao redor do paciente, determinando uma trajetória tomográfica espiral (MOTTA, 2007).

A TC espiral possui, entretanto, algumas desvantagens, tais como: alto custo do equipamento; dose de radiação bem mais alta que a dos exames radiográficos odontológicos de rotina; equipamentos maiores, mais complexos e encontrados apenas em hospitais e grandes centros radiológicos; dificuldade de

comunicação com os técnicos na indicação de pacientes odontológicos, já que estão mais acostumados com indicações médicas; o fato de os cirurgiões-dentistas não possuírem *softwares* de manipulação de imagens e/ou não estarem treinados para utilizá-los (GARIB et al., 2007; MOTTA, 2007; RODRIGUES; VITRAL, 2007).

O primeiro protótipo do aparelho de TCFC desenvolvido possui um sensor bidimensional e usa uma fonte de raio X em forma de cone, em vez de plano. Utilizando-se a TCFC, os dados volumétricos do corpo humano podem ser obtidos com uma simples rotação do sensor e da fonte (ARAI et al., 1999).

Os primeiros relatos literários sobre a TCFC para uso na Odontologia são muito recentes — final da década de 1990. O pioneirismo desta nova tecnologia cabe a pesquisadores italianos da Universidade de Verona, que, em 1998, apresentaram os resultados preliminares de um novo aparelho de TC volumétrica para imagens odontológicas baseado na técnica do feixe em forma de cone (*cone-beam technique*) — batizado como NewTom-9000 — e destacaram a alta acurácia das imagens, assim como uma dose de radiação equivalente a 1/6 da liberada pela TC médica. Anteriormente, a técnica do feixe cônico já era utilizada para propósitos distintos: radioterapia, imagiologia vascular e microtomografia de pequenos espécimes com aplicabilidade biomédica ou industrial (MOZZO et al., 1998).

Em 1999, um grupo congregando professores japoneses e finlandeses de radiologia odontológica apresentou outro aparelho com tecnologia e recursos muito semelhantes ao tomógrafo italiano. Denominado Ortho-CT, o tomógrafo consistia no aparelho convencional de radiografia panorâmica finlandês, Scanora, com a película radiográfica substituída por um intensificador de imagem (MOTTA, 2007).

Atualmente, os tomógrafos computadorizados odontológicos vêm sendo produzidos na Itália, no Japão e nos Estados Unidos, e estão comercialmente disponíveis em diversos países, inclusive no Brasil. A tecnologia foi aperfeiçoada ao longo de poucos anos, a um custo bem mais acessível em comparação com a TC médica (GARIB, 2007).

Dispõe-se no mercado de diversos sistemas odontológicos em uso em todo o mundo. O interessante é que o primeiro sistema, o NewTom QRV 9000 (Quantitative Radiology, Verona, Itália), somente foi comercializado nos Estados Unidos a partir de abril de 2001, quando recebeu a aprovação da Food and Drug Administration, e foi introduzido para imagens especificamente da região dentomaxilofacial. A partir de então, a nova tecnologia se expandiu na América, e muitos sistemas começaram a ser comercializados: NewTom 3G (QR-NIM SRL, Verona, Itália); Galileos (Sirona Dental, Alemanha); 3D Accuitomo (J. Morita MFG Corporation, Kyoto, Japan); i-CAT (Xoran Technologies, Ann Arbor, MI, e Imaging Sciences International, Hatfield, PA); Planmeca ProxMax 3D (Planmeca, Finlândia); Kodak 9000 3D System (Kodak) (CAVALCANTI, 2008; TORRES, 2009).

O sistema de emissão de raio X é composto de uma fonte de raios X, um sistema de filtração da fonte para o feixe primário, adicionado de um sistema de filtragem de compensação, e um sistema de colimação que proporciona a forma cônica ao feixe de radiação X. Além disso, existem o sistema de detecção, composto, basicamente, de uma grade antiespalhamento de radiação, e o sistema de detecção de sensores, os quais podem ser de dois tipos: os intensificadores de imagem, que produzem, geralmente, imagens com muito ruído e que necessitam de reprocessamento; e os sensores FPD (do inglês *flat panel detector*), que podem ser de silício amorfo ou de iodeto de cério, a depender do equipamento e do fabricante, possuem menor peso, tamanho e maior vida útil, proporcionam maior resolução, além de não serem sensíveis aos campos eletromagnéticos (BABA; UEDA; OKABE, 2004; MIRACLE; MUKHERJI, 2009; LIANG et al., 2010; RODRIGUES et al., 2010).

A TCFC usa um feixe cônico de raios X em largura suficiente para abranger toda a região de interesse, feixe que é produzido em um ângulo constante de  $14^\circ$  pela sobreposição de um filtro de alumínio de 0,7mm. Os feixes são capturados por um intensificador de imagem ou um sensor sólido, e o dispositivo de carga acoplada (CCD) juntamente com a fonte de raios X rotacionam em torno da cabeça do paciente durante o mapeamento. Durante a varredura, realiza-se uma série de exposições, uma a cada grau de rotação, produzindo 360 imagens, o que fornece dados digitais para reconstrução por

algoritmo computacional do volume exposto, formando-se, assim, o modelo tridimensional do crânio. A reconstrução multiplanar da aquisição primária permite gerar imagens tridimensionais e bidimensionais em qualquer plano seccionado (WHITE; PHAROAH, 2007; CAVALCANTI, 2008).

Para a produção de raios X dos equipamentos de TCFC, é estabelecida, entre o ânodo e o cátodo do circuito do tubo de raios X, uma diferença de potencial elétrico de pico, entre 60kVp e 120kVp, a depender dos equipamentos e dos fabricantes. Conseqüentemente, os elétrons do cátodo, que estão submetidos a esse campo elétrico, são acelerados e colidem em um alvo, produzindo radiação X característica e radiação de freamento (em alemão *bremsstrahlung*) pela interação dos elétrons acelerados com os elétrons do alvo (MIRACLE; MUKHERJI, 2009; LIANG et al., 2010).

A corrente elétrica empregada no circuito do tubo de raios X entre 1mA e 15mA e o tempo de exposição a uma única varredura do feixe entre 10seg e 40seg fazem com que o fluxo de fótons em TCFC seja inferior ao fluxo de fótons produzido por um sistema de TC médica (LIANG et al., 2010).

As dimensões do campo de visão (FOV) dependem principalmente do tamanho e do formato do detector, da projeção geométrica do feixe e da habilidade do colimador do feixe. A forma do FOV pode ser cilíndrica ou esférica. A colimação do feixe de raios X limita-se à exposição à radiação na região de interesse. No mercado, encontram-se diversos equipamentos de TCFC com os seguintes tamanhos de FOV: largo (abrange a maioria do esqueleto craniofacial, FOV de 13cm a 15cm de altura); médio (FOV variando entre 5cm e 10cm, abrange maxila e/ou mandíbula); de campo limitado (FOV de aproximadamente 5cm ou menos, abrange pequenas regiões dentoalveolares ou a região temporomandibular); Stitching (aparelhos com a possibilidade de união de FOV de estruturas adjacentes, como a união de hemimandíbulas, por exemplo (SCARFE et al., 2006). Os FOVs pequenos com protocolos de alta resolução são ideais para diagnósticos detalhados, enquanto os FOVs maiores poderão proporcionar melhores imagens 3D (LIANG et al., 2010).

Tanto os dados volumétricos da TC como os da TCFC compreendem um bloco tridimensional de estruturas cuboides pequenas, conhecidas como *voxels*.

Na TCFC, o *voxel* é isométrico, ou seja, apresenta altura, largura e profundidade iguais, enquanto, na TC convencional, o *voxel* é anisotrópico. Além disso, o tamanho do *voxel* na TC convencional é maior que na TCFC, podendo ainda variar de acordo com o protocolo de aquisição escolhido. No aparelho de i-Cat, quanto menor o *voxel* e maior o tempo de varredura, melhores serão a resolução e os detalhes da imagem adquirida. Isso pode se tornar um ponto mais crítico, uma vez que as abordagens de diagnóstico tornam-se mais refinadas para avaliação de estrutura local do trabeculado ósseo (SCARFE et al. 2006; GARIB et al., 2007).

Cada lado do *voxel* na TCFC tem dimensão submilimétrica (geralmente de 0,119mm a 0,4mm), e a imagem de TCFC apresenta muito boa resolução. Os poucos estudos na área de validação da TCFC para análises qualitativas e quantitativas demonstraram uma alta acurácia da imagem, além de boa nitidez. A imagem da TCFC distingue esmalte, dentina, cavidade pulpar e cortical alveolar (MOTTA, 2007). Os artefatos produzidos por restaurações metálicas são bem menos significativos que na TC médica. Sendo a tecnologia da TCFC muito recente, ainda são poucas as pesquisas dedicadas ao tema disponíveis na literatura científica. Mais estudos sobre acurácia/precisão e sensibilidade/especificidade ainda se fazem necessários (LIANG et al., 2010).

A denominação tomografia computadorizada de feixe cônico já está firmemente estabelecida, porém vem sendo erroneamente empregada. Essa tecnologia não usa tomografia — a formação de imagens por cortes, secções ou camadas —, não se tratando, por conseguinte, de uma TC, mas da captação direta de dados volumétricos tridimensionais, que podem ser visualizados através de uma sequência de cortes, como resultado da manipulação de ferramentas pela aplicação de um *software* (MOLTENI, 2008).

A TCFC possibilita a representação digital da anatomia real do paciente como se encontra na natureza e tem o potencial de se tornar um instrumento de diagnóstico não invasivo para várias aplicações clínicas odontológicas, entre elas: ortodontia, endodontia, periodontia, cirurgia, diagnóstico de cáries, avaliação de articulação temporomandibular, planejamento para implantes dentários; diagnóstico de patologias; investigação de dentes impactados e sua relação com

os reparos anatômicos; fraturas ósseas e dentoalveolares, etc. (PINSKY et al., 2006; BISSOLI et al., 2007; PELTONEN et al., 2007; LOUBELE et al., 2008).

Em geral, os equipamentos de TCFC fornecem resoluções espaciais em alto contraste, a depender das regiões de interesse (SIEWERDSEN et al., 2005). A resolução espacial é uma das qualidades de maior interesse em sistemas de TCFC, visto que é favorecida em grande parte pela tecnologia do sensor FPD e pela aquisição isotrópica dos dados (COWEN et al., 2008). Apresenta, porém, uma importante limitação: a impossibilidade de visualização adequada dos tecidos moles, em virtude da reduzida mA fornecida pela ampola, tornando inviável a perfeita diferenciação entre os coeficientes sutis de atenuação dos tecidos moles presentes no complexo maxilofacial. A escala de contraste que torna possível diferenciar tecido mole de tecido duro é a razão direta da mA e da kVp fornecidas pelo aparelho de raios X e o tempo de exposição empregado no exame. Os *voxels* obtidos possuem uma extrema proximidade de valores, tornando uniformes as áreas preenchidas por esses tecidos (CAVALCANTI, 2008; MOZZO et al., 1998; GUERRERO et al., 2006).

O desempenho de monitores tem grande importância na qualidade da imagem de sistemas radiográficos digitais como a TCFC, pois a resolução é determinada não só pelo detector de imagens, mas também pela resolução do monitor do computador. Com utilização de sistemas de imagens digitais, tornou-se necessário programar testes de aceitação e controle de qualidade em monitores usados para interpretação de imagens médicas e odontológicas (CEDERBERG et al., 1999).

Ribeiro e Furquim (2010) compararam o desempenho de cinco monitores comerciais de cristal líquido (LCD) para a avaliação de imagens tomográficas médicas: quatro de classe primária (3 MP e 5 MP) e um de classe secundária (1,24 MP). A avaliação das imagens padrão considerou os seguintes parâmetros: distorções geométricas, uniformidade e resposta da luminância, contraste, reflexões, resolução e ruído. Os resultados indicam que há pouca diferença de desempenho entre os monitores primários; no entanto, o monitor Eizo 3 MP demonstrou superioridade de resposta à luminância máxima e mostrou-se similar em resolução aos de 5 MP avaliados; o monitor de classe secundária foi inferior



aos de classe primária nos parâmetros luminância máxima, resolução, ruído e reflexão.

## 2.5 QUALIDADE DE IMAGEM

A definição de qualidade de imagem para TC foi descrita como a capacidade de visibilidade de diagnóstico de estruturas importantes na imagem de TC (KWONG et al., 2008) ou a visualização de estruturas anatômicas relevantes e a capacidade de detectar achados patológicos (MISCHKOWSKI et al., 2008).

A qualidade da imagem digital afeta a capacidade de identificar e delinear as estruturas importantes para o diagnóstico. A imagem que apresenta uma qualidade adequada fornece informações suficientes para que o diagnóstico seja elaborado com um grau aceitável de segurança e confiabilidade (KWONG et al., 2008).

Dispositivos e processos de aquisição podem afetar a qualidade da imagem, incluindo a maneira como são mostradas. Durante a técnica, o operador necessita saber as variáveis contidas em um protocolo: o FOV, o tamanho do *voxel*, o tempo de varredura, os parâmetros de mA, de kVp e a imobilização do paciente (MISCHKOWSKI et al., 2008; HATCHER, 2010).

A impressão subjetiva de qualidade de imagem depende de diversos fatores como nitidez de contorno, nível de ruído e contraste entre as estruturas. Outro fator que contribui para a qualidade de imagem é a presença ou a ausência de artefatos, levando em consideração sua intensidade e sua influência na detecção ou não de patologias e estruturas anatômicas relevantes (MISCHKOWSKI et al., 2008).

Imagens de radiodiagnóstico devem prover informações suficientes para permitir que médicos e cirurgiões-dentistas tomem decisões com um grau razoável de certeza e dose de radiação mínima para o paciente, respeitando-se o princípio ALARA (em inglês *as low as reasonably achievable*) (MARTIN; SHARP; SUTTOM, 1999).

### 2.5.1 Qualidade de imagem e miliamperagem

O parâmetro de dose de radiação em TC está relacionado principalmente à segurança do paciente, mas também à qualidade da imagem. Em TC, a dose de radiação é diretamente proporcional à kVp, à mA e ao tamanho do voxel determinados para a aquisição da imagem. Com outros parâmetros mantidos constantes, a elevação da mA e da kVp e, conseqüentemente, da dose de radiação diminui em geral o ruído quântico e oferece melhor resolução de contraste (LUDLOW et al., 2006; MIRACLE; MUKHERJI, 2009; SUOMALAINEN et al., 2009).

Nos protocolos de aquisições tomográficas, a diferença de potencial elétrico de pico e a intensidade de corrente elétrica produzida no filamento e no tubo de raios X são fundamentais para a qualidade da imagem. A intensidade de corrente elétrica correspondente ao cátodo aquece o filamento por meio do efeito Joule, ocasionando a elevação de sua temperatura, o que potencializa o efeito termiônico, e aumentando a probabilidade de emissão eletrônica do filamento. Somando-se a isso, a aplicação de uma diferença de potencial elétrico entre o ânodo (alvo) e o cátodo (filamento) faz com que os elétrons sejam acelerados por meio do campo elétrico estabelecido. Os elétrons acelerados incidirão no alvo produzindo radiação X característica e de freamento. Quanto maior a intensidade de corrente elétrica produzida no filamento ou no tubo, maior será a intensidade do fluxo de fótons de raios X produzidos (HOFFMANN, 2010).

Submetendo-se 40 pacientes com doença inflamatória dos seios paranasais à TC antes da cirurgia endoscópica funcional (CEF), determinou-se o efeito da redução da mAs na qualidade de imagens de diagnóstico e da dose de radiação nas órbitas. Os pacientes foram distribuídos em quatro grupos de dez, variando-se nos protocolos a mA (200mAs, 150mAs, 100mAs e 50mAs), e mensurou-se a dose de radiação orbital com a utilização de dosímetros termoluminescentes. Desconhecendo esses protocolos, dois radiologistas analisaram as imagens utilizando um sistema semiquantitativo de pontuação para seis estruturas anatômicas: visualizada claramente (2 pontos); não visualizada claramente (1 ponto); não visualizada (0 ponto). Nenhuma diferença significativa

foi constatada entre os quatro grupos de pacientes em termos de qualidade de imagem das estruturas anatômicas avaliadas, porém as imagens adquiridas com menor mA apresentaram mais ruído. Note-se que o estudo avaliou a qualidade de imagem de estruturas anatômicas de alto contraste (osso), o que pode justificar a manutenção da qualidade de imagem em mA baixa. A dose média de radiação para a órbita foi reduzida em 77%, concluindo-se que a TC dos seios da face pode ser realizada em pacientes antes de CEF com mA muito reduzida, sem perda de qualidade do diagnóstico (SOHAIB et al., 2001).

Foram avaliados dois protocolos de aquisição de imagens de mandíbula em TC em espiral, alterando-se a amperagem do tubo de raio X e o tempo de rotação. No protocolo 1, a corrente do tubo foi de 165mA, e o tempo de rotação, 1seg; no protocolo 2, a corrente do tubo foi de 50mA, e o tempo de rotação, 0,7seg. Nos dois protocolos, a tensão do tubo de raio X foi de 120kVp. As imagens foram analisadas por oito radiologistas, demonstrando-se que, entre os dois protocolos, não houve diferença de contraste e visibilidade dos limites das corticais mandibulares e da estrutura óssea mandibular. No corte panorâmico, as estruturas ósseas foram facilmente reconhecidas, bem como a seção transversal do canal mandibular. Os diâmetros dos canais mandibulares foram semelhantes em ambos os protocolos e comparados com a amostra. Nenhuma diferença significativa foi encontrada na visibilidade de estruturas mandibulares, e a presença maior de ruído nas imagens do protocolo 2 não prejudicou sua visualização (RUSTEMEYER; STREÜBUHR; SUTTMOELLER, 2004).

Na avaliação de imagens de TC multislice com kVp constante (120kVp) e mA variada (10mA a 160mA) foram utilizados dois phantoms: um phantom geométrico (cilindro plástico) e um phantom anatômico (phantom de água cilíndrico com extrato de osso mandibular). Constatou-se a presença de ruídos significativos nas imagens obtidas em protocolos com menos de 40mA, concluindo-se que as imagens adquiridas em valores baixos dos dois diferentes phantoms foram significativamente diferentes das aquisições realizadas com valores médios e altos de mA (BIANCHI et al., 2005).

Com a intenção de analisar o efeito de diferentes protocolos de aquisição de imagem em TC de crânio, reduzindo-se apenas a mA, e a influência do perímetro cefálico e do diâmetro máximo anteroposterior do crânio sobre a

qualidade de imagem e presença de ruído, 60 pacientes adultos foram distribuídos em três subgrupos de acordo com a região analisada: G1 - osso petroso; G2 - gânglios basais; G3 - centro semioval. Dois radiologistas avaliaram qualitativa e quantitativamente as imagens e qualitativamente o ruído, constatando que houve redução de 50% do valor da mA sem perda significativa na qualidade das imagens nas três regiões do crânio; que os valores do ruído em áreas particulares do cérebro são afetados pela forma do crânio (GÜNDOĞDU et al., 2004).

Um estudo comparou a qualidade de diagnóstico das imagens multiplanares geradas por um TCFC e por um TC multislice a partir de 30 pares de imagens obtidos dos mesmos pacientes nos dois tomógrafos. As imagens multiplanares (axial, coronal e sagital) foram analisadas de forma subjetiva por três radiologistas, a partir de 35 critérios de avaliação, incluindo-se resultados de detecção, qualidade de imagem e visualização das diversas estruturas anatômicas faciais. Quando a comparação se restringiu à detecção de estruturas e lesões de alto contraste, a qualidade de diagnóstico das imagens multiplanares pôde ser considerada a mesma em ambos os tomógrafos, embora o nível de nitidez, contraste e resolução na TCFC não tivesse atingido o nível da TC multislice. Duas estruturas anatômicas (parede medial da órbita e concha nasal superior) não foram representadas com a mesma qualidade de imagem nos dois tipos de tomografia por serem constituídas de osso lamelar fino cercado por tecido mole espesso (gordura orbital e mucosa nasal, respectivamente). Em imagens de TCFC, estruturas de discreto alto contraste envoltas por tecidos de baixo contraste tendem a perder a qualidade de imagem tomográfica (MISCHKOWSKI et al., 2008).

Cinco diferentes aparelhos de TCFC (Accuitomo 3D, i-CAT, NewTom 3G, Galileus, Scanora 3D) e um de TC multislice (Somatom Sensation 16) foram utilizados para comparar a qualidade da imagem e a visibilidade de 11 estruturas anatômicas da mandíbula humana e o ruído de imagem. Uma mandíbula seca foi digitalizada nos seis tomógrafos e foram utilizados 13 diferentes protocolos de aquisição de imagem. Cinco observadores procederam à análise das imagens nos planos axial, sagital e coronal, avaliando sua qualidade em uma escala de cinco pontos, concluindo que o osso alveolar, o espaço do ligamento periodontal e

a lâmina dura foram significativamente menos visíveis em comparação com outras estruturas mandibulares avaliadas em todos os tomógrafos. A melhor visualização dessas estruturas anatômicas foi obtida com o aparelho Accuitomo, embora em seus protocolos houvesse menor kVp, menor mA, porém menor *voxel* em relação aos demais, ficando a TC multislice em segundo lugar. O canal mandibular apresentou boa visibilidade em todos os protocolos. As imagens em TC multislice foram superiores às de todas as TCFC em termos de ruído de imagem, porém o ruído presente nas TCFC foi considerado razoável, não prejudicando a identificação das estruturas anatômicas (LIANG et al., 2010).

### 2.5.2 Qualidade de imagem e *voxel*

A imagem tomográfica é uma imagem matricial em que o arranjo das linhas e colunas forma os elementos de imagem denominados individualmente *pixel*, a área resultante da interseção das linhas com as colunas. Os *pixels* são os menores componentes de imagem e têm dimensões regulares específicas. Na imagem radiográfica digital, a cor do *pixel* é cinza, de tal forma que as intensidades que variam do preto ao branco são distribuídas em um espectro da escala de tons cinza com  $2^8$  (256) tonalidades em dados de 8 bits ou  $2^{12}$  (4.096) tonalidades em dados de 12 bits. A nitidez ou resolução da imagem está, em última instância, relacionada ao tamanho do *pixel* e ao número de tonalidades de cinza (STRATEMANN et al., 2008).

Para que a imagem de tomografia possa ser reconstruída de modo a demonstrar as estruturas em sua forma real, são necessárias múltiplas tomadas de dados em diferentes ângulos de projeção. A partir dos dados obtidos em cada leitura, o computador interpreta o grau de densidade dos diferentes tecidos, atribuindo a cada um o valor correspondente de uma escala de cinzas. O resultado final é apresentado pelos *pixels* que formam a imagem tomográfica (PINSKY et al., 2006; PATEL et al., 2007).

A espessura do corte forma a terceira dimensão e está relacionada à profundidade do corte. O volume formado pelo *pixel* e pela profundidade do corte é conhecido por *voxel*. Um exame tomográfico contém em torno de 100 milhões de *voxels*, representando cada um deles um grau de absorção dos raios X e um

valor específico de cinza em imagens bidimensionais no filme ou no monitor do computador (PATEL et al., 2007).

Erros associados a dados volumétricos estão relacionados fundamentalmente ao tamanho do *voxel* e à qualidade dos dados (8 bits x 12 bits), pois o valor da intensidade atribuído a cada *voxel* depende da média de intensidade ou da atenuação do feixe do material contido em seu volume. Com um tamanho pequeno de *voxel*, ocorre uma atribuição mais acurada de um valor de atenuação. Da mesma forma, quando existem mais possibilidades de valores de intensidade como em dados de 8 bits x 12 bits, há uma grande possibilidade de escolha para o valor real da intensidade (STRATEMANN et al., 2008).

O tamanho do *voxel* determina o nível de detalhes que uma imagem comporta, ou seja, sua resolução. Em TC médica, os *voxels* são anisotrópicos (cubos regulares, onde a maior dimensão do *voxel* é a espessura axial). Embora a superfície do *voxel* em TC possa ser tão pequena quanto 0,625mm, sua profundidade é geralmente na ordem de 1mm a 2mm. Todas as unidades de TCFC possuem *voxels* isotrópicos, isto é, iguais em todas as três dimensões (SCARFE, FARMAN, SUKOVIC, 2006; CONNOR et al., 2007; MISCHKOWSKI et al., 2008; LIEDKE et al., 2009).

Geralmente, quanto menor o *voxel* e mais longo o tempo de varredura, melhores serão a resolução e os detalhes. No entanto, um tamanho menor de *voxel* está atrelado a um tempo de varredura mais longo, o que proporciona algumas desvantagens como maiores possibilidades de movimentação do paciente durante o exame, doses mais elevadas de radiação e tempo de reconstrução mais longo (TORRES et al., 2010).

A alta resolução não significa necessariamente alta qualidade de imagem. Tamanho do *voxel*, mA e qualidade de imagem estão intimamente relacionados. A mA controla o número de fótons liberados pelo tubo de raios X e, posteriormente, o número de fótons que atingem os *voxels*. Se o número de fótons liberado é mantido constante (mA e tempo de aquisição constantes) e o tamanho do *voxel* do detector é alterado, o número de fótons que atinge o *voxel* também mudará. Nesse caso, *voxels* menores são atingidos por uma menor quantidade de fótons, e *voxels* maiores são atingidos por uma maior quantidade de fótons. Quanto mais

fótons atingem cada *voxel*, mais informações são geradas por cada um deles, contribuindo, assim, para uma diferença na qualidade de imagem, pois, o ruído diminui com a elevação do tamanho do *voxel*. Assim, quando o tamanho do *voxel* é diminuído, mais fótons são necessários para aumentar a contagem de fótons por *voxel* para a qualidade da imagem permanecer a mesma (ARAKI et al., 2004; KWONG et al., 2008, TANIMOTO; ARAI, 2009; HASSAN et al., 2010).

O tamanho do *voxel*, de maneira independente, não influencia na dose de radiação exposta, ou seja, quando os fatores de exposição (tempo de exposição, kVp e mA) são mantidos, a simples alteração do tamanho do *voxel* não influencia de maneira significativa a dose de radiação. No entanto, os protocolos atrelam o uso de *voxels* menores a tempos de exposição e mA maiores, o que invariavelmente provoca uma melhor resolução da imagem e o aumento da dose de radiação. Isso ocorre já que os protocolos são totalmente preestabelecidos pelo fabricante de alguns aparelhos de TCFC como o i-CAT (LUDLOW et al., 2006; TORRES et al., 2010).

Para comparar a qualidade de imagem de dois diferentes aparelhos de TCFC, o Siremobil Iso-C3D (Siemens medical Solutions, Erlangen Alemanha) e o NewTom 9000 (NIM srl, Verona, Itália), foram adquiridas imagens de um crânio seco humano nos dois aparelhos. Diferentes estruturas anatômicas foram analisadas por dez observadores nos planos axiais, ortogonais e panorâmicos. Em relação à qualidade de imagem, não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois aparelhos, apenas o canal mandibular e osso trabecular, no corte ortogonal, apresentaram uma qualidade de imagem maior no TCFC NewTom 9000, para o qual, no protocolo de aquisição, o *voxel* foi menor que para o Siremobil Iso-C3D (SCHULZE et al., 2005).

Um estudo analisou a capacidade de diagnóstico das imagens por TCFC i-CAT com diferentes tamanhos de *voxel* na identificação de reabsorções radiculares externas simuladas com a utilização de broca. Os 60 dentes incisivos inferiores selecionados não foram seccionados, mas as suas raízes foram distribuídas em terços cervical, médio e apical, com quatro possibilidades para cada terço: cavidade pequena, média, grande e sem cavidade. Foram adquiridas imagens de 59 dentes (um deles fraturou) inseridos em uma base de cera para simular os efeitos do tecido mole, em três protocolos nos quais a variação foi o

tamanho do *voxel* (0,2mm, 0,3mm, 0,4mm). Um examinador calibrado e sem conhecimento dos protocolos avaliou as imagens nos planos axial, coronal e sagital no programa i-CAT View® (Imaging Sciences International, Inc.) e não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre tamanhos do *voxel*, plano, tamanho da cavidade e terço radicular. As resoluções do *voxel* de 0,3mm e 0,2mm foram melhores em comparação com as adquiridas com 0,4mm (LIEDKE et al., 2009).

Torres (2009) avaliou a acurácia de mensurações lineares realizadas na mandíbula através de imagens de TCFC i-CAT adquiridas com diferentes tamanhos de *voxel*, com o objetivo de estabelecer o melhor protocolo a ser utilizado para realização de mensurações lineares. Oito mandíbulas secas (com sítios estabelecidos) foram submetidas a exames de TCFC, a partir de quatro protocolos, com kVp constante de 120 e com os seguintes tamanhos de *voxel*, tempo para cada aquisição e mA, respectivamente: p1 - *voxel* de 0,2mm, 40seg e 46,72mA; p2 - *voxel* de 0,25mm, 40seg e 46,72mA; p3 - *voxel* de 0,3mm, 20seg e 23,87mA; p4 - *voxel* de 0,4mm, 20seg e 23,87mA. A acurácia das mensurações verticais e horizontais em TCFC (i-CAT) obtidas com diferentes tamanhos de *voxel* mostrou-se comparável à das mensurações realizadas na mandíbula seca, não ocorrendo diferença estatisticamente significativa nas mensurações realizadas nas imagens ortogonais obtidas nos quatro protocolos.

A partir de um aparelho de TCFC (3D eXam®, KaVo Dental GmbH, Bismarckring, Alemanha), determinou-se a precisão de medidas lineares realizadas em modelos tridimensionais, avaliando-se a influência do tamanho do *voxel* nessa precisão. Para a realização do estudo foram empregados marcadores esféricos de vidro fixados em dez mandíbulas secas. As mandíbulas foram tomografadas com *voxels* de 0,4mm e 0,25mm em três sessões. As distâncias entre os marcadores nas mandíbulas (25 medidas lineares representando os três planos do espaço) foram determinadas por meio de um paquímetro digital em seis momentos, com no mínimo três dias de intervalo, por dois observadores, e a média dessas medidas foi tomada como valor de referência ou anatomia verdadeira. Os modelos de superfície foram reconstruídos pelo programa SimPlant Ortho Pro (Materialise Dental, Leuven, Bélgica) e as medidas da TCFC foram estabelecidas como a média de três mensurações. Todas as medidas



foram consideradas precisas, tendo sido mínimas as diferenças na precisão das medidas entre os *voxels* de 0,4mm e 0,25mm, confirmando-se a precisão das medidas em TCFC quando comparadas às medidas obtidas com paquímetro digital (DAMSTRA et al., 2010).

Kamburoglu e Kursun (2010) utilizaram dois aparelhos de TCFC com diferentes protocolos de aquisição de imagens, variando-se o tamanho do *voxel*, para detecção de reabsorções radiculares internas simuladas *ex vivo*. Com o auxílio de broca esférica de 0,5mm, foram criadas 60 cavidades (30 cervicais e 30 apicais) em 60 raízes de unidades dentárias unirradiculares (incisivos e caninos inferiores). As unidades dentárias foram inseridas em mandíbulas secas humanas e submetidas à aquisição de imagens tomográficas nos aparelhos Iluma (*voxels* de 0,2mm e 0,3mm) e 3D Accuitomo (*voxels* de 0,125mm e 0,160mm). Após as aquisições, cada conjunto de imagens foi analisado por dois observadores. Os resultados demonstraram que houve maiores valores de concordância intra- e interobservadores para imagens adquiridas com o Accuitomo do que com o Iluma. As imagens adquiridas com *voxels* menores nos dois tomógrafos permitiram uma maior identificação das reabsorções radiculares artificiais para os dois observadores em relação às imagens adquiridas com *voxels* maiores.

Com a utilização de dois sistemas de TCFC, avaliou-se a precisão de medições da espessura do osso cortical adjacente a implantes dentários, constatando-se que o protocolo com *voxel* de 0,3mm no aparelho i-CAT® não produziu resolução suficiente do osso cortical adjacente aos implantes osseointegrados, e as medidas não foram tão precisas; o aparelho Accuitomo 3D60 FPD®, com *voxel* de 0,125mm, produziu uma melhor resolução e medidas mais precisas do osso com pequena espessura (RAZAVI et al., 2010).

Com o aparelho de TCFC Newtom 3G®, foram adquiridas imagens tomográficas de 63 cabeças de ovelhas com e sem fraturas condilares, com vistas a determinar a precisão de diagnóstico de diferentes espessuras de cortes nas reconstruções secundárias de TCFC em fraturas condilares que foram criadas. Sete observadores avaliaram as reconstruções multiplanares secundárias com espessuras de corte de 0,2mm, 1mm, 2mm e 3mm e concluíram que a TCFC foi precisa em detectar todos os tipos de fratura nas espessuras de corte de 0,2mm e

1mm, porém os cortes de 2mm e 3mm não foram adequados em detectar fissuras completas e cominutivas da cabeça da mandíbula (SIRIN et al., 2010).

Klamt (2011) comparou subjetivamente a qualidade de imagem da TCFC i-CAT® com diferentes tamanhos de *voxel*, analisando imagens de dez mandíbulas humanas maceradas, utilizando FOV de 6cm e os seguintes tamanhos de *voxel* e tempo para cada aquisição: 0,4mm em 10seg; 0,4mm em 20seg; 0,3mm em 20seg; 0,25mm em 40seg; 0,2mm em 40seg. Foram realizadas as reconstruções multiplanares, sendo os valores de *voxels* iguais, menores e maiores que os de aquisição, originando 17 grupos. A partir da observação de dez estruturas anatômicas, cinco examinadores independentes avaliaram a qualidade de imagem em cortes ortogonais por meio de um sistema de escores. Os resultados mostraram que as estruturas anatômicas mais bem observadas nas imagens por TCFC foram a foramina lingual, o forame mental e o osso cortical; já as estruturas de pior observação foram o espaço periodontal e a cortical alveolar. Para todas as estruturas avaliadas não houve diferença estatística ( $p>0,05$ ) entre as reconstruções de um mesmo protocolo de aquisição. A aquisição e reconstrução com *voxel* de 0,2mm em 40seg foi a que apresentou melhor qualidade de imagem para todas as estruturas anatômicas, inclusive para o canal mandibular, exceto para a cortical alveolar, na qual não houve diferença entre as aquisições e reconstruções ( $p>0,05$ ), enquanto as aquisições com *voxel* de 0,4mm em 10seg, independentemente do protocolo de reconstrução, apresentaram-se com valores significativamente inferiores ( $p>0,05$ ) ao protocolo de aquisição e reconstrução com *voxel* de 0,2mm em 40seg.

### **3 OBJETIVOS**

### 3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a eficiência de diferentes protocolos de TCFC em gerar imagens do canal mandibular com qualidade adequada ao diagnóstico.

### 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar, através de mensurações lineares verticais e horizontais, a qualidade de imagem da TCFC para identificação do canal mandibular em diferentes valores de mA e tamanhos de voxel.
- Avaliar, subjetivamente, a qualidade de imagem do canal mandibular e das suas corticais, do rebordo ósseo alveolar e da qualidade geral da imagem em diferentes valores de mA e tamanhos de voxel em TCFC.
- Avaliar, subjetivamente, a aceitabilidade das imagens de TCFC para realização de medidas de altura e espessura óssea para o planejamento de implantes osteointegrados.

## **4 MATERIAL E MÉTODOS**

#### 4.1 ASPECTO ÉTICO

Esta pesquisa de natureza experimental foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia – Registro SISNEP FR 403113, Certificado de Apresentação para Apreciação Ética número 0001.0.368.000-11 (Anexos A e B).

#### 4.2 AMOSTRA

Foram utilizadas dez hemimandíbulas humanas secas, obtidas através de convênio entre a Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia e o Cemitério da Quinta dos Lázaros. Essas hemimandíbulas, edêntulas entre o forame mental e o ângulo mandibular interno, não podiam apresentar anomalias, mas foram selecionadas aleatoriamente quanto às suas características anatômicas.

#### 4.3 SÍTIOS AVALIADOS

Foram avaliados três diferentes sítios da região posterior das dez hemimandíbulas humanas secas, perfazendo um total de 30 sítios localizados entre o forame mental e o ângulo interno da mandíbula.

Para determinar os sítios, foram tracejadas linhas de orientação com caneta BIC® Marcador Permanente CD.DVD (BIC, Brasil), ponta de 0,7mm, na região superior do rebordo ósseo remanescente. Novas linhas de orientação foram traçadas na face vestibular da mandíbula, perpendiculares à sua basilar, e a 1cm de distância uma da outra, com o auxílio de uma régua milimetrada flexível. Essas linhas de orientação indicaram o local e a orientação dos cortes das peças (padrão-ouro), para avaliação da altura desde o rebordo ósseo ao teto do canal mandibular e da espessura óssea no nível da cortical superior do canal mandibular (Figuras 2 e 3).



Figura 2 - Vista superior da mandíbula, evidenciando-se as linhas de orientação tracejadas em rebordo ósseo alveolar superior e face vestibular mandibular, determinando os sítios avaliados em cada hemimandíbula



Figura 3 - Vista lateral da mandíbula, apresentando as linhas de orientação tracejadas na face vestibular mandibular

Em seguida, marcadores esféricos vazados foram fixados nos sítios preestabelecidos no rebordo ósseo superior da mandíbula com o auxílio de cera utilidade. Já sobre as linhas de orientação realizadas na cortical vestibular da mandíbula, foram fixados, com uma camada de cera utilidade, cones de gutapercha, para servirem como referência na escolha dos locais em que foram realizadas as avaliações objetivas e subjetivas de qualidade de imagem dos diferentes protocolos de TCFC (Figuras 4 e 5).



Figura 4 - Marcadores esféricos vazados fixados nos sítios preestabelecidos no rebordo ósseo superior da mandíbula com o auxílio de cera utilidade - vista superior





Figura 5 - Cones de guta-percha fixados sobre as linhas de orientação preestabelecidas na face vestibular mandibular - vista lateral

#### 4.4 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS

As mandíbulas foram imersas em água, num recipiente plástico, por 24 horas, antes das aquisições das imagens tomográficas, a fim de que a maioria dos espaços medulares ósseos fossem preenchidos com água, simulando a atenuação sofrida pelos raios X pela presença do tecido mole do paciente. Após esse período, cada mandíbula foi inserida em uma caixa de isopor (16cm x 14,5cm x 10cm) contendo água para manutenção do preenchimento dos espaços medulares. As mandíbulas foram posicionadas no interior da caixa de isopor de modo que o plano sagital mediano (PSM) ficasse perpendicular ao plano horizontal (PH), e o plano mandibular alcançasse uma inclinação de 25 graus em relação ao PH, simulando a orientação espacial da mandíbula *in vivo* (Figuras 6 e 7). O conjunto foi levado ao tomógrafo e mantido em posição no cefalostato do aparelho (Figura 8).



Figura 6 - Mandíbula posicionada no interior da caixa de isopor com o PSM perpendicular ao PH e o plano mandibular a uma inclinação de 25 graus em relação ao PH - vista lateral



Figura 7 - Mandíbula imersa em água, posicionada e fixada na caixa de isopor - vista superior



Figura 8 - Conjunto caixa de isopor/mandíbula posicionado no suporte do aparelho de TCFC K9000 3D, Kodak. Feixe de orientação luminoso indicando a linha média

Cada hemimandíbula, prévia e sequencialmente numerada, foi submetida a três diferentes protocolos de aquisição de imagem de TCFC no equipamento K9000 3D, marca Kodak, sendo modificada apenas a mA (Grupo I: 2mA; Grupo II: 8mA; Grupo III: 15mA). Todas as aquisições foram feitas com 80kV, FOV de 5 x 3,7cm, matriz de 512 x 512 e cortes axiais de 0,076mm de espessura, sem intervalo entre cortes.

## 4.5 FASE OBJETIVA

### 4.5.1 Avaliação das imagens

As avaliações da altura desde o rebordo ósseo ao teto do canal mandibular e da espessura do rebordo ósseo nas imagens tomográficas foram procedidas por dois especialistas em Radiologia Odontológica, com um mínimo de três anos de experiência com tomografia computadorizada, em condições ideais de iluminação, numa estação de trabalho independente, com o Programa Kodak Dental Imaging Software (KDIS), módulo 3D, versão 2.4, no qual radiologistas puderam manipular as ferramentas de brilho e contraste para avaliação das imagens (Figura 9). Essas avaliações foram feitas em duas diferentes sessões, com intervalo de uma semana, num monitor *widescreen* (proporção 16:10) da marca DELL, modelo UltraSharp™ U2410, 24 polegadas, resolução máxima de 1.920 x 1.200, intensidade de 1,07 bilhão de cores e gama de cores de 110% (típica) (tecnologia PremierColor), taxa dinâmica de contraste de 80.000:1 e tecnologia In-Plane Switching (IPS), que proporciona uniformidade de cores, independentemente do ângulo de visão do observador, o que o torna ideal para diagnóstico.



Figura 9 - Tela multiplanar com reconstrução 3D dos sítios de interesse de uma hemimandíbula

Nos três sítios marcados nas hemimandíbulas, foram mensuradas a espessura óssea e a altura desde o rebordo ósseo ao teto do canal mandibular. Inicialmente, traçou-se uma linha horizontal e tangente ao teto do canal mandibular, do limite externo da cortical vestibular ao limite externo da cortical lingual, que correspondia à espessura óssea. Em seguida, traçou-se uma segunda linha, vertical e perpendicular à primeira, desde o teto do canal mandibular até a margem do rebordo ósseo superior, correspondente à altura óssea (Figura 10). O procedimento foi repetido para cada um dos nove protocolos (Quadro 1) (Anexo C).



Figura 10 - Representação da mensuração da altura (A) e espessura (E) ósseas na imagem ortogonal do sítio em TCFC

Grupos	Aquisição de imagem mA	Tamanho do <i>voxel</i> na análise das imagens
IA	2	0,076mm*
IB	2	0,535mm
IC	2	2,1mm
IIA	8	0,076mm*
IIB	8	0,535mm
IIC	8	2,1mm
IIIA	15	0,076mm*
IIIB	15	0,535mm
IIIC	15	2,1mm

Quadro 1 - Grupos experimentais avaliados em diferentes protocolos de aquisição e reconstrução de imagens tomográficas computadorizadas de feixe cônico

\**Voxel* utilizado para aquisição das imagens em TCFC

#### 4.5.2 Padrão-ouro

Com o auxílio de uma serra fita, as mandíbulas foram cortadas, seguindo a localização e a orientação das linhas previamente tracejadas nos três sítios de cada hemimandíbula, sendo mensuradas — por um terceiro avaliador com experiência em anatomia, com o auxílio de um paquímetro digital (ZAAS Precision - Amatoools) — as alturas dos sítios avaliados, desde o rebordo ósseo até o teto do canal mandibular, e as espessuras ósseas em nível da cortical superior do canal mandibular, medidas essas utilizadas como padrão-ouro (Figuras 11 a 16) (Anexo D).



Figura 11 - Mandíbula seccionada na linha de orientação do sítio preestabelecido com o auxílio de serra fita

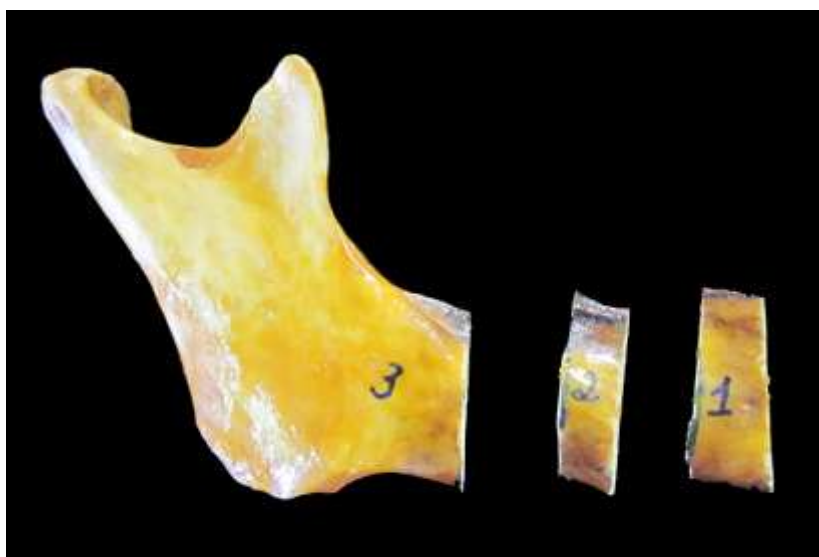


Figura 12 - Vista lateral da hemimandíbula, pós-seccionamento, com seus segmentos previamente identificados



Figura 13 - Vista transversal dos sítios após o seccionamento da hemimandíbula

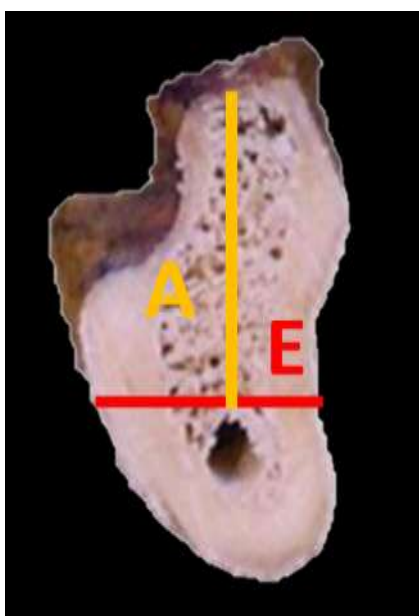


Figura 14 - Representação da mensuração da altura (A) e da espessura (E) ósseas no sítio





Figura 15 - Paquímetro digital (ZAAS Precision - Amatoools)

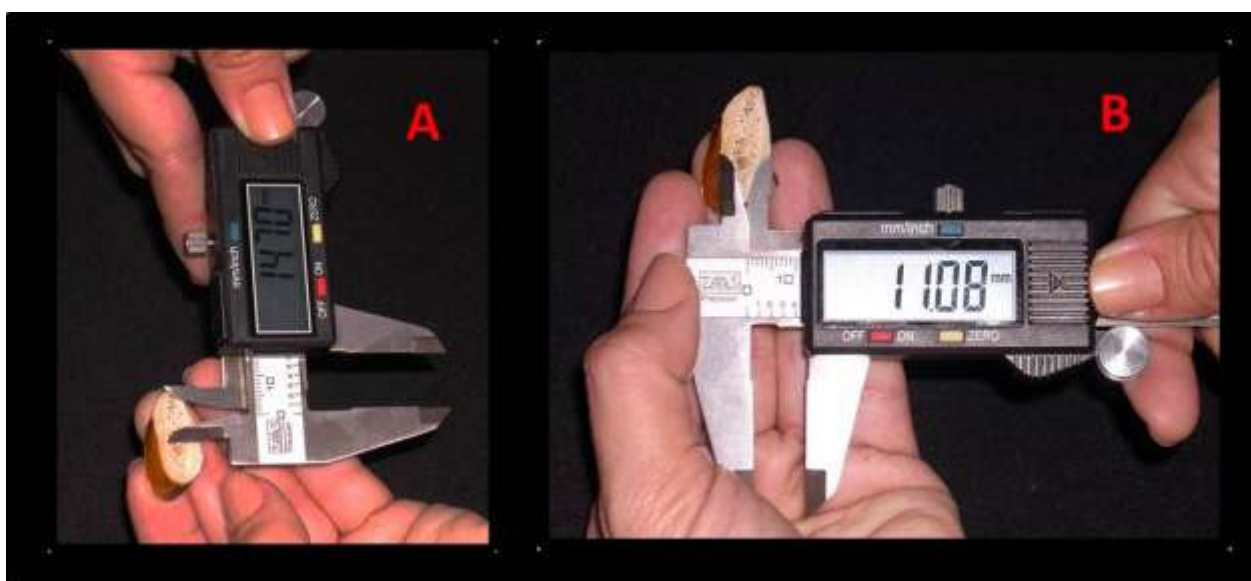


Figura 16 - Mensurações da altura do teto do canal mandibular ao rebordo ósseo superior (A) e espessura óssea no nível da cortical superior do canal mandibular (B) com o auxílio do paquímetro digital

## 4.6 AVALIAÇÃO SUBJETIVA

Para a avaliação da qualidade da imagem de cada protocolo, os dois especialistas não podiam ter conhecimento prévio a respeito do protocolo utilizado.

As imagens correspondentes a cada protocolo eram apresentadas de forma aleatória, e cada avaliador deveria julgar os seguintes aspectos (Anexo E):

- 1 - Determinação da cortical superior mandibular.
- 2 - Visualização do canal mandibular.
- 3 - Delimitação das corticais do canal mandibular.
- 4 - Qualidade geral da imagem.

A cada aspecto era atribuído um dos seguintes valores:

- 0 - péssimo;
- 1 - regular;
- 2 - bom;
- 3 - excelente.

Ao final, o avaliador deveria responder “sim” ou “não” à seguinte pergunta: “A imagem é aceitável para mensurações de altura e espessura ósseas?”.

## 4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

### 4.7.1 Avaliação objetiva

Para a análise da reprodutibilidade das mensurações realizadas em cada sítio em diferentes grupos experimentais para identificação do canal mandibular, tanto intra- quanto interexaminadores, bem como para o padrão-ouro, foi utilizado o coeficiente de concordância de Lin (CCL), sendo os valores adquiridos com esse coeficiente interpretados de acordo com os níveis: "pobre" = 0,00-0,40, "regular" = 0,40-0,59, "bom" = 0,60-0,74 e "excelente" = 0,75-1,00 (PINTO et al., 2011).

Quanto à acurácia das medidas lineares, altura e espessuras ósseas, os valores obtidos nas mensurações das imagens tomográficas e nas mensurações diretas das hemimandíbulas maceradas foram comparados. O erro de

mensuração (EM) foi calculado através da subtração do valor obtido nas imagens tomográficas (X) pelo valor obtido na mensuração do padrão-ouro (Y), conforme Figura 17 (KOBAYASHI et al., 2004).

$$EM (\%) = \frac{[ (X - Y) ]}{Y} \times 100$$

Figura 17 - Fórmula utilizada para calcular o EM

O EM foi expresso como um valor percentual absoluto e seu valor mediano foi estabelecido para cada protocolo. Em seguida, os testes não paramétricos de Friedman e o teste de comparações múltiplas de Dun foram utilizados para a comparação do EM entre os grupos experimentais.

#### 4.7.2 Avaliação subjetiva

Para avaliar subjetivamente a qualidade de imagem do canal mandibular em cada sítio das hemimandíbulas, os dados auferidos e tabulados foram calculados através dos coeficientes Kappa, de acordo com o tipo de variável avaliada. Assim, para a variável nominal foi usado o coeficiente Kappa simples, e para as variáveis ordinais, o coeficiente Kappa ponderado, analisando-se os valores de acordo com a classificação abaixo:

Kappa	Descrição	Conceito
$-\infty -   0,00$	Concordância completamente casual	pobre
$0,00 -   0,20$	Concordância muito fraca, possivelmente casual	ligeira
$0,20 -   0,40$	Concordância fraca, mas aceitável com pouco rigor	razoável
$0,40 -   0,60$	Concordância intermediária, nem forte, nem fraca	moderada
$0,60 -   0,80$	Concordância forte, sólida. Provavelmente não casual	substancial
$0,80 - 1,00$	Concordância muito forte, muito confiável	quase perfeita
$1,00   - +\infty$	Concordância perfeita	perfeita

Quadro 2 - Critério para interpretação do coeficiente Kappa

Fonte: LANDIS; KOCH, 1977, p.165.

Após definida a concordância interexaminadores, no item que apresentou Kappa maior que 0,60 foi utilizado o teste qui-quadrado para definição das proporções entre os grupos experimentais.

## **5 RESULTADOS E DISCUSSÃO**

## 5.1 AVALIAÇÃO OBJETIVA

Para a avaliação objetiva de cada um dos nove grupos experimentais preestabelecidos (IA, IB, IC, IIA, IIB, IIC, IIIA, IIIB, IIIC) foram realizadas, no primeiro momento, mensurações em 270 imagens tomográficas: 270 mensurações verticais do rebordo ósseo ao teto do canal mandibular (altura) e 270 mensurações horizontais no nível do teto do canal mandibular (espessura), sendo 30 medidas de altura e 30 de espessura para cada hemimandíbula. Num segundo momento, novas mensurações de altura e espessura foram realizadas em 30% das imagens de cada protocolo. Já nas hemimandíbulas maceradas (padrão-ouro), foram realizadas 10 mensurações de altura e 10 de espessura, em uma única sessão.

Este primeiro estudo consistiu em avaliar se as mensurações da altura e da espessura ósseas nas imagens tomográficas ortogonais de feixe cônico dos diferentes grupos experimentais apresentaram acurácia na identificação do canal mandibular, ao serem comparadas com o padrão-ouro.

### 5.1.1 Erro de mensuração para medidas lineares verticais

A análise estatística demonstrou uma distribuição não normal da amostra, tanto para a altura como para a espessura óssea, sendo a representação da mediana a mais coerente. Os EMs da mediana e dos quartis estão representados nas Tabelas 1 e 2.

Aplicado o teste estatístico não paramétrico de Friedman, constatou-se não ter ocorrido diferença estatisticamente significativa entre os EMs dos grupos experimentais, quando avaliadas as mensurações da altura óssea ( $p < 0,001$ ), ficando demonstrado que todos os grupos se comportaram de maneira semelhante quanto à realização de medidas lineares verticais.

Tabela 1 - Erro de mensuração da altura óssea para cada grupo experimental

Grupos experimentais	Altura	
	Mediana (%)	Q1-Q3 (%)
<b>IA</b>	4,99	2,28 - 11,20
<b>IB</b>	4,68	2,57 - 14,39
<b>IC</b>	3,43	1,31 - 7,32
<b>IIA</b>	4,00	2,12 - 5,76
<b>IIB</b>	3,24	1,97 - 5,87
<b>IIC</b>	3,60	1,31 - 7,73
<b>IIIA</b>	3,80	1,88 - 7,65
<b>IIIB</b>	3,92	2,10 - 7,25
<b>IIIC</b>	3,95	1,62 - 8,06

Notas: Grupos experimentais: IA-2mA e voxel de 0,076mm; IB-2mA e voxel de 0,535mm; IC-2mA e voxel de 2,1mm; IIA-8mA e voxel de 0,076mm; IIB-8mA e voxel de 0,535mm; IIC-8mA e voxel de 2,1mm; IIIA-15mA e voxel de 0,076mm; IIIB-15mA e voxel de 0,535mm; IIIC-15mA e voxel de 2,1mm.

Valor de  $p < 0,001$ .

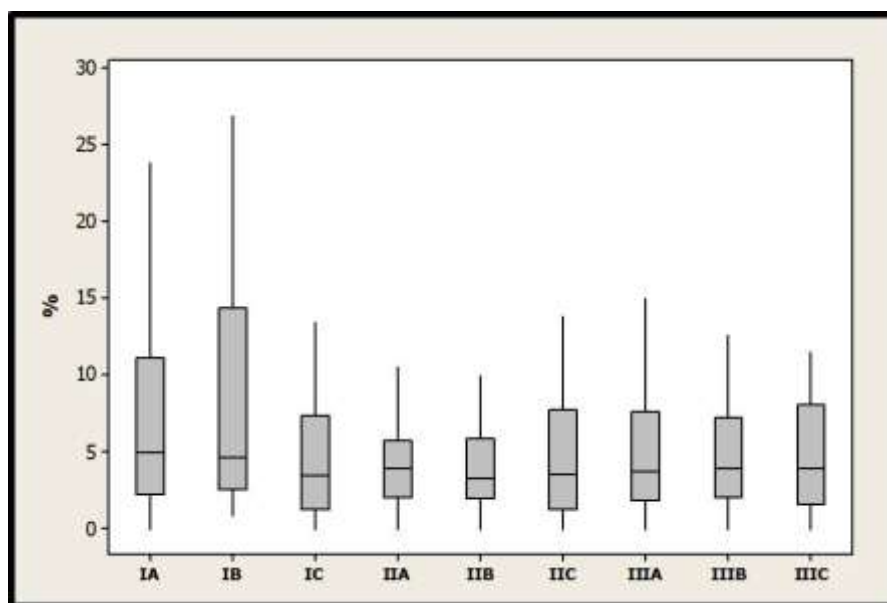


Figura 18 - Erro de mensuração da altura óssea dos grupos experimentais

Ao analisar-se a distribuição dos valores do EM na Figura 18, verifica-se que os grupos IA e IB apresentaram valores do EM com distribuição mais ampla que os outros grupos experimentais, porém este maior intervalo entre os quartis não foi estatisticamente significativo ( $p < 0,001$ ). O grupo IIA apresentou valor mediano do EM com distâncias iguais entre Q1 e Q3, demonstrando que apenas para o grupo IIA os valores do EM foram simétricos. Além disso, os grupos IIA e IIB apresentaram EM e intervalo entre os quartis menores que os outros grupos experimentais, apesar deste resultado não ter sido estatisticamente significativo.

Nas áreas posteriores da mandíbula, um espaço de no mínimo 2mm deve ser respeitado entre o ápice do implante e o canal mandibular (DARVAPANAH et al., 2003; MISCH, 2008). Em diversos trabalhos em que foram realizadas mensurações lineares verticais em imagens ortogonais tomográficas para planejamento de implantes osteointegrados, medidas que não diferiram mais de 1mm das mensurações reais (padrão-ouro) foram consideradas aceitáveis (NASEL et al., 1999; KOBAYASHI et al., 2004; TORRES, 2009). Diante dos resultados obtidos, independentemente do grupo experimental avaliado, os valores do EM para a altura óssea foram reduzidos, ou seja, menores que 1mm, podendo-se considerar tais mensurações precisas.

Nos protocolos de aquisição tomográficas, as reduções da mA sem o correspondente aumento do tempo de exposição levam ao aumento do ruído e à possibilidade de degradação da qualidade de imagem (DANTAS, 2009). Foi possível observar que, nas imagens onde o tamanho do *voxel* foi mantido, a redução da mA não influenciou estatisticamente na acurácia das medidas lineares verticais. Esse resultado está de acordo com outros trabalhos que, igualmente, buscaram estratégias para a redução da mA em TC nas diversas áreas de investigação e chegaram à conclusão de que estruturas anatômicas de alto contraste, mesmo em mA baixa, mantêm a qualidade de imagem para o diagnóstico (SOHAIB et al., 2001; GÜNDOĞDU et al., 2004; RUSTEMEYER; STREUBÜHR; SUTTMOELLER, 2004).

Dentro dos grupos experimentais com mA iguais e tamanhos de *voxel* distintos, não ocorreu diferença estatisticamente significativa na acurácia da determinação da altura entre o rebordo ósseo e o teto do canal mandibular, em consonância com Torres (2009), que afirmou não ocorrer diferença em relação ao



diagnóstico ou à mensuração de distâncias com uso de *voxel*/ menores, apesar de outros autores referirem que as avaliações são mais facilitadas em exames com *voxels* reduzidos (LIEDKE et al., 2009).

Entretanto, os grupos IA (2mA e *voxel* de 0,076mm) e IB (2mA e *voxel* de 0,535mm) apresentaram uma variação do EM maior que os outros grupos experimentais, possivelmente em razão de uma maior dificuldade na identificação exata da localização da cortical óssea superior do canal mandibular ou da cortical superior do rebordo ósseo em função do maior ruído nas imagens tomográficas. A distribuição mais ampla do EM nesses grupos experimentais não foi, porém, estatisticamente significativa e, conseqüentemente, não teve relevância clínica.

Já para os grupos IIA (8mA e *voxel* de 0,076mm) e IIB (8mA e *voxel* de 0,535mm) a variação do EM foi menor do que para outros grupos experimentais, além das mensurações realizadas serem as mais próximas das medidas reais, constatando-se que as mensurações realizadas nos grupos com 8mA e *voxel* de 0,076mm e 0,535mm possuem maior acurácia e precisão para identificação do limite superior do rebordo ósseo alveolar e do teto do canal mandibular.

O canal mandibular é delimitado por cortical óssea com espessura de aproximadamente 0,1mm, que apresenta muita porosidade em toda sua extensão, o que poderia interferir na sensibilidade da TC em mostrar este reparo anatômico com corticais tão sutis (GOWGIEL, 1992; TOLEDO FILHO; MARZOLA; TOLEDO NETO, 1998). Além disso, em imagens de TCFC, estruturas de alto contraste, como as corticais do canal mandibular, em relação de vizinhança com tecidos de baixo contraste tendem a perder qualidade de imagem (MISCHKOWSKI et al., 2008). Entretanto, mesmo com protocolo de aquisição com 2mA e tamanho de *voxel* reduzido para 0,076mm (grupo experimental IA), o canal mandibular apresentou-se como uma estrutura de contraste perceptível pelos examinadores, não sofrendo interferência estatisticamente significativa do ruído presente, corroborando um estudo que avaliou a visibilidade de diversas estruturas anatômicas mandibulares humanas em diferentes aparelhos de TCFC e TC multislice, em que ficou evidenciado que o canal mandibular apresentou uma boa visibilidade em valores menores de mA e *voxel* (LIANG et al., 2010).

No presente estudo, as hemimandíbulas foram imersas em água, por 24h, antes das aquisições tomográficas, para simular a presença do tecido mole e proporcionar imagens o mais próximo possível do real. As imagens da TCFC não permitem distinção entre os diferentes tipos de tecido mole, porém a cobertura de tecido mole pode degradar a qualidade da imagem e, assim, comprometer a precisão das medidas realizadas nas imagens tomográficas. Em consonância com uma avaliação da influência do tecido mole nas mensurações realizadas com TCFC do aparelho Galileus (GANGULY et al., 2011). No aparelho Kodak 9000, utilizado neste estudo, a diminuição do contraste atribuída à presença de água nos espaços medulares da mandíbula e no canal mandibular não afetou a precisão das medições de altura óssea nas imagens dos diferentes grupos experimentais.

Marcadores esféricos vazados no rebordo ósseo da mandíbula e cones de guta-percha fixados nas linhas de orientação traçadas na superfície vestibular da mandíbula foram utilizados apenas para localização nas imagens tomográficas do sítio a ser avaliado. Para realização das mensurações, tanto da altura quanto da espessura óssea, foram utilizados reparos anatômicos (traçou-se uma linha horizontal e tangente ao teto do canal mandibular para mensuração da espessura, e uma segunda linha, vertical e perpendicular à primeira, do teto do canal mandibular até a margem do rebordo ósseo superior para mensuração da altura óssea). Segundo Torres (2009), quando reparos anatômicos são utilizados como referência para a realização das mensurações lineares, há uma reprodução mais fiel da realidade do planejamento para implante na clínica odontológica.

### **5.1.2 Erro de mensuração para medidas lineares horizontais**

Ao serem confrontados os EMs dos grupos experimentais quanto à espessura, os resultados demonstraram que apenas o grupo IIB apresentou diferença estatisticamente significativa em relação aos outros grupos ( $p < 0,05$ ), como mostra a Tabela 2.

Entretanto, ao avaliar os valores do EM das medidas lineares horizontais, verificou-se que a distribuição dos valores foi ampla para o grupo IIB, porém em valores absolutos o mais extremo para o EM foi menor que 1mm. Além disso, o

grupo IIC apresentou menores valores e variação do EM em relação aos outros grupos experimentais, apesar deste resultado não ser estatisticamente significativo (Figura 19).

Tabela 2 - Erro de mensuração da espessura óssea para cada grupo experimental

Grupos experimentais	Espessura	
	Mediana (%)	Q1-Q3 (%)
<b>IA</b>	4,58	3,38 - 7,33
<b>IB</b>	3,85	2,38 - 6,49
<b>IC</b>	3,46	1,44 - 4,94
<b>IIA</b>	3,46	1,44 - 5,52
<b>IIB*</b>	3,02	1,71 - 5,02
<b>IIC</b>	3,36	1,85 - 4,43
<b>IIIA</b>	3,89	2,46 - 4,97
<b>IIIB</b>	3,20	1,28 - 1,80
<b>IIIC</b>	3,56	2,49 - 6,34

Notas: Grupos experimentais: IA-2mA e voxel de 0,076mm; IB-2mA e voxel de 0,535mm; IC-2mA e voxel de 2,1mm; IIA-8mA e voxel de 0,076mm; IIB-8mA e voxel de 0,535mm; IIC-8mA e voxel de 2,1mm; IIIA-15mA e voxel de 0,076mm; IIIB-15mA e voxel de 0,535mm; IIIC-15mA e voxel de 2,1mm.

\* = diferença estatisticamente significativa entre os grupos experimentais avaliados em diferentes protocolos de aquisição e análise de imagens de TCFC.

Valor de  $p < 0,05$ .

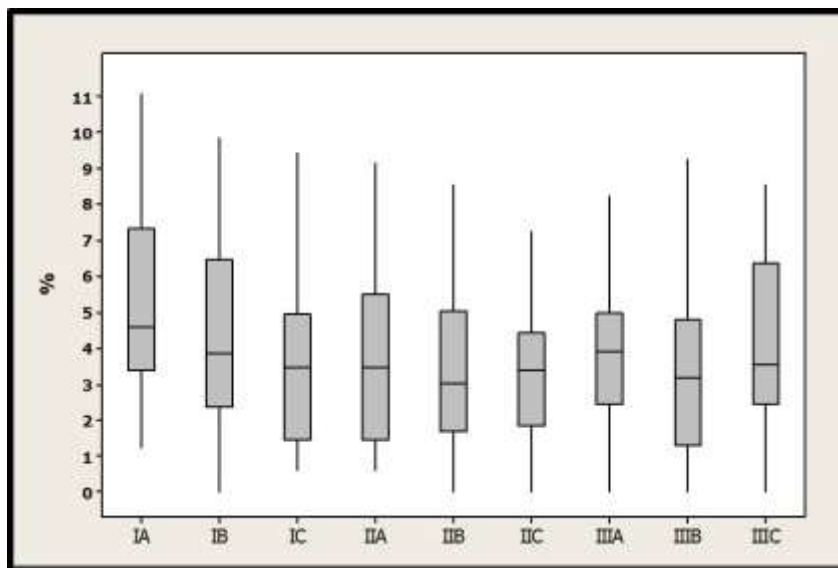


Figura 19 - Erro de mensuração da espessura óssea dos grupos experimentais

Apesar de a mensuração linear horizontal realizada no nível da cortical superior do canal mandibular apresentar diferença estatisticamente significativa no EM para o grupo IIB (8mA e *voxel* de 0,535mm), essa diferença não tem relevância clínica, pois o EM fica mais evidente quando são consideradas distâncias menores, já que a diferença absoluta, mesmo que pequena, pode apresentar um valor relativo elevado (TORRES, 2009). Assim, quando se observa um valor absoluto de 12,1mm para espessura óssea na imagem tomográfica, enquanto a medida real (padrão-ouro) foi de 12,5mm, o EM em valor relativo foi de 3,02% (semelhante ao EM mediano do grupo IIB); porém, ao se analisar o EM em valor absoluto (aproximadamente 0,4mm), apesar de ser estatisticamente significativo para o grupo IIB, este valor, bem menor que 1mm, não possui relevância clínica.

O grupo IIC (8mA e *voxel* de 2,1mm) demonstrou maior acurácia e precisão nas mensurações lineares horizontais que os outros grupos experimentais, provavelmente as imagens com mA intermediária apresentaram uma melhor visualização dos reparos anatômicos. Adicionalmente, os examinadores apontaram que a utilização de um *voxel* maior para execução das mensurações proporcionou uma maior nitidez das corticais do canal mandibular, limite superior do rebordo ósseo alveolar e das corticais vestibular e lingual,

provavelmente pela maior espessura de corte, porém este resultado não foi estatisticamente significativo.

Assim, pode-se constatar que não houve EM para espessura óssea de significância clínica em todos os grupos experimentais, e que as mensurações lineares horizontais realizadas em imagens tomográficas em diferentes valores de mA e voxel/ utilizados neste estudo e no aparelho Kodak 9000 são confiáveis para planejamento de implantes osteointegrados. Além disso, torna-se evidente que houve uma identificação precisa da visualização do canal mandibular, independentemente do grupo experimental avaliado. Entretanto, quando utilizado o valor de 8mA e voxel de 2,1mm as mensurações foram mais confiáveis.

### **5.1.3 Concordância intra e interexaminadores**

O CCL intraexaminadores para as mensurações lineares verticais foi bastante elevado para os nove grupos experimentais (variando de 0,965 a 0,984, para o primeiro examinador, e de 0,979 a 0,990, para o segundo).

O CCL intraexaminador para as mensurações lineares horizontais foi também elevado. Para o segundo avaliador, a concordância variou entre 0,976 e 0,989, mas os valores de CCL foram menores para o primeiro avaliador, tendo variado de 0,693 a 0,854.

Quando avaliado o CCL interexaminadores, observou-se uma alta concordância, tanto para as medidas lineares verticais (variando de 0,916 a 0,946) quanto para as horizontais (variando de 0,949 a 0,968), concluindo-se que se trata de um método reprodutível.

A boa concordância intra- e interexaminadores obtida no presente estudo pode ser atribuída à destreza manual e à acuidade visual individual de cada examinador durante a execução das mensurações, além de à familiaridade dos examinadores com a análise de imagens tomográficas de feixe cônico, pois tanto o examinador 1 quanto o examinador 2 possuem mais de três anos de experiência com TC.

O CLL do examinador 1, quando comparados o primeiro e o segundo momento de avaliação para espessura, apresentou uma concordância razoável, enquanto o do examinador 2 mostrou uma alta concordância. Isso provavelmente

se deve à dificuldade de serem realizadas mensurações de distâncias menores, como é o caso das mensurações da espessura óssea mandibular, as quais apresentam geralmente medidas menores que as mensurações da altura óssea alveolar (TORRES, 2009).

#### **5.1.4 Concordância entre as mensurações realizadas nas imagens tomográficas e o padrão-ouro**

Para a avaliação de concordância entre as mensurações de altura e de espessura óssea realizadas nos sítios das hemimandíbulas secas (padrão-ouro) e nas imagens tomográficas, foram escolhidas as mensurações realizadas nas imagens tomográficas por um dos avaliadores, no primeiro momento das mensurações, de forma aleatória. Esta fase consistiu, assim, em avaliar, através de estatística, se há concordância entre as mensurações realizadas entre o examinador 2 (imagens tomográficas) e o examinador 3 (mandíbulas secas).

O CCL entre as mensurações da altura óssea nas hemimandíbulas maceradas (padrão-ouro) e as mensurações realizadas nas imagens tomográficas apresentou concordância entre 0,803 e 0,949, mostrando uma alta concordância para os nove grupos experimentais (Tabela 3). Já se apontou que uma excelente concordância é caracterizada pelos valores entre 0,75 e 1,00 (PINTO et al., 2011).

De modo semelhante ao apresentado pela avaliação da altura óssea, também foram obtidos valores de alta concordância (0,876 a 0,974) ao serem comparadas as mensurações da espessura óssea nas hemimandíbulas maceradas (padrão-ouro) e as mensurações da espessura realizadas nas imagens tomográficas (Tabela 3).

Tabela 3 - Coeficiente de concordância de Lin (CCL) entre as mensurações lineares verticais e horizontais realizadas pelo examinador 2 e o padrão-ouro para cada grupo experimental

Grupos experimentais	Altura		Espessura	
	Concordância Lin	IC 95%	Concordância Lin	IC 95%
<b>IA</b>	0,804	0,646 - 0,896	0,876	0,772 - 0,934
<b>IB</b>	0,803	0,636 - 0,898	0,953	0,904 - 0,977
<b>IC</b>	0,891	0,794 - 0,944	0,962	0,927 - 0,981
<b>IIA</b>	0,942	0,883 - 0,972	0,974	0,947 - 0,987
<b>IIB</b>	0,947	0,893 - 0,974	0,972	0,944 - 0,986
<b>IIC</b>	0,930	0,859 - 0,965	0,895	0,794 - 0,947
<b>IIIA</b>	0,921	0,842 - 0,961	0,970	0,939 - 0,985
<b>IIIB</b>	0,949	0,896 - 0,975	0,972	0,944 - 0,986
<b>IIIC</b>	0,944	0,887 - 0,973	0,971	0,943 - 0,985

Notas: Grupos experimentais: IA- 2mA e voxel de 0,076mm; IB- 2mA e voxel de 0,535mm; IC- 2mA e voxel de 2,1mm; IIA- 8mA e voxel de 0,076mm; IIB- 8mA e voxel de 0,535mm; IIC- 8mA e voxel de 2,1mm; IIIA- 15mA e voxel de 0,076mm; IIIB- 15mA e voxel de 0,535mm; IIIC- 15mA e voxel de 2,1mm.

Da comparação entre as mensurações realizadas nas imagens tomográficas e no padrão-ouro, ficou evidenciada neste trabalho uma alta concordância, o que reafirma uma reprodutibilidade confiável das mensurações lineares verticais e horizontais executadas nas imagens tomográficas e, conseqüentemente, uma localização precisa do canal mandibular nos sítios preestabelecidos, em consonância com outros estudos (LOUBELE et al., 2008; KAMBUROGLU, KIHÇ, YÜKSEL, 2009; LUND, GRÖNDAHL, K.; GRÖNDAHL, H. G., 2009; TORRES, 2009; DAMSTRA et al., 2010; RAZAVI et al., 2010).

A utilização de paquímetro digital para mensurações realizadas nas mandíbulas secas, e a utilização de monitor com alta precisão que auxilia a distinguir tons menos intensos na escala de cinza, permitindo um nível maior de detalhes em áreas hipodensas das imagens tomográficas (segundo informações do fabricante), podem ter contribuído para essa alta concordância entre as mensurações realizadas nas imagens tomográficas e o padrão-ouro.

## 5.2 AVALIAÇÃO SUBJETIVA

As 270 imagens também foram avaliadas por dois examinadores quanto à qualidade de imagem da cortical superior mandibular, à visualização do canal mandibular e à delimitação das suas corticais, e quanto à qualidade geral da imagem, utilizando-se, para as respostas, valores ordinais (0 - péssimo; 1 - regular; 2 - bom; 3 - excelente). Além disso, no final da avaliação de cada imagem, o avaliador foi questionado se a imagem era aceitável para mensurações de altura e espessura ósseas, sendo atribuídos às repostas valores nominais (sim ou não). Esta fase do estudo foi realizada em um único momento, conjuntamente com a primeira avaliação das mensurações lineares verticais e horizontais da fase objetiva.

Quando avaliado o nível de concordância para todos os itens da fase subjetiva, independentemente do grupo experimental, os resultados obtidos através do teste estatístico Kappa ponderado demonstraram uma reduzida concordância entre os examinadores para os itens 1 a 4, ocorrendo concordância estatisticamente significativa apenas para o item 5, o qual questiona a aceitabilidade da qualidade de imagem para as mensurações de altura e espessura óssea mandibular (Tabela 4).

Tabela 4 - Valores Kappa ponderado para avaliação da concordância de todos os itens realizados da fase subjetiva, independentemente do grupo experimental avaliado

<b>Itens avaliados</b>	<b>Kappa ponderado</b>	<b>IC 95%</b>
<b>1</b>	0,337	0,265 - 0,410
<b>2</b>	0,557	0,489 - 0,625
<b>3</b>	0,571	0,505 - 0,637
<b>4</b>	0,509	0,448 - 0,570
<b>5*</b>	0,689	0,575 - 0,800

Notas: 1-qualidade de imagem da cortical óssea superior mandibular; 2-visualização do canal mandibular; 3-determinação das corticais do canal mandibular; 4-qualidade geral da imagem avaliada; 5-aceitabilidade da imagem tomográfica para mensurações de altura e espessura óssea.

\* = Concordância substancial interexaminadores.



Provavelmente, a discordância entre os examinadores deve-se à percepção individual de qualidade de imagem, à acuidade visual e ao nível de rigor com que as imagens foram classificadas pelos examinadores, de acordo com sua formação e experiência profissional no desenvolvimento da interpretação de imagens tomográficas. A presença de quatro escores ordinais torna a concordância interexaminadores mais complexa, pois estes podem atribuir valores diversos aos itens de qualidade de imagem abordados, enquanto a atribuição de apenas dois valores aumenta a possibilidade de concordância. Entretanto, a depender do item a ser avaliado, a presença de apenas dois escores pode não capturar completamente todas as informações subjetivas relevantes.

### **5.2.1 Qualidade de imagem da cortical superior mandibular**

Na avaliação da qualidade da imagem quanto à visualização da cortical óssea superior, verificou-se uma concordância fraca (variação de 0,160 a 0,337) para todos os grupos experimentais. Por exemplo, para uma determinada imagem, um dos avaliadores atribuiu escore 3 (correspondente a qualidade excelente), enquanto o outro avaliador não atribuiu este escore para nenhuma das imagens, não se configurando uma tabela quadrada (número de linhas igual ao número de colunas). Assim, a definição da qualidade de imagem da cortical óssea superior mandibular não pôde ser avaliada estatisticamente, pois os resultados não têm correlação por terem sido muito heterogêneos (Tabela 5).

Apesar de a avaliação subjetiva não apresentar concordância interexaminadores, ao serem comparadas as mensurações lineares verticais das imagens tomográficas com o padrão-ouro, realizadas na fase objetiva deste estudo, evidenciou-se que os examinadores identificaram corretamente o rebordo ósseo nas imagens tomográficas de todos os nove grupos experimentais com diferentes valores de mA e *voxel*, concluindo-se que todas as 270 imagens dessa estrutura anatômica foram adequadas para o diagnóstico.

Tabela 5 - Valores Kappa ponderado para avaliação da concordância interexaminadores em relação à visualização da cortical óssea superior para os diferentes grupos experimentais

<b>Grupos experimentais</b>	<b>Kappa ponderado</b>	<b>IC 95%</b>
<b>IA</b>	0,337	0,265 - 0,410
<b>IB</b>	0,206	0,001 - 0,411
<b>IC</b>	0,259	0,068 - 0,450
<b>IIA</b>	0,200	0,043 - 0,443
<b>IIB</b>	0,084	0,077 - 0,246
<b>IIC</b>	0,160	- 0,025 - 0,346
<b>IIIA</b>	0,356	0,078 - 0,634
<b>IIIB</b>	0,193	-0,220 - 0,409
<b>IIIC</b>	0,257	0,082 - 0,432

Notas: Grupos experimentais: IA-2mA e *voxel* de 0,076mm; IB-2mA e *voxel* de 0,535mm; IC-2mA e *voxel* de 2,1mm; IIA-8mA e *voxel* de 0,076mm; IIB-8mA e *voxel* de 0,535mm; IIC-8mA e *voxel* de 2,1mm; IIIA-15mA e *voxel* de 0,076mm; IIIB-15mA e *voxel* de 0,535mm; IIIC-15mA e *voxel* de 2,1mm.

Em consonância com Rustemeyer, Streubühr e Suttmoeller (2004), que avaliaram protocolos de aquisição de imagens da mandíbula em TC espiral, alterando a mA do tubo de raios X e o tempo de rotação, os resultados aqui analisados não apresentaram diferença de contraste e visibilidade dos limites das corticais mandibulares, e as imagens adquiridas com menor mA apresentaram maior quantidade de ruído, o que não interferiu na qualidade de visualização das corticais ósseas mandibulares. Do mesmo modo, Dantas (2009), ao avaliar subjetivamente a qualidade de imagem das corticais ósseas superior e inferior em diferentes protocolos de aquisição de imagem em TC multislice de 16 canais, variando a mA, verificou concordância significativa entre dois dos três examinadores, tendo-se atribuído o escore “excelente” para as imagens, independentemente da mA utilizada.

A qualidade de imagem para o osso cortical em geral foi referida em diversos experimentos que variaram o tamanho do *voxel* na aquisição de imagens

tomográficas. Em estudo que comparou a qualidade de imagem entre a TCFC e TC multislice, o osso cortical foi a estrutura melhor observada no TCFC, quando utilizado *voxel* de 0,125mm (HASHIMOTO et al., 2003). Também foi constatado que o osso cortical foi melhor observado nas imagens por TC multislice, e que este, assim como as outras estruturas avaliadas, foram suficientemente visualizados nas imagens por TCFC (LOUBELE et al., 2008). Em outro experimento, independentemente do protocolo e do aparelho utilizados, o osso cortical foi a terceira estrutura melhor observada (LIANG et al., 2010). No estudo de Klamt (2011), o osso cortical apresentou uma boa qualidade de imagem e semelhante para a maioria dos protocolos com diferentes tamanhos de *voxel*, sendo esta estrutura melhor observada no protocolo de aquisição e reconstrução com *voxel* menor (0,2mm em 40seg).

### **5.2.2 Visualização do canal mandibular**

Quando questionada a qualidade de imagem para visualização do canal mandibular, os grupos experimentais IA, IB, IC, IIA, IIB, IIC, IIIB e IIIC apresentaram Kappa ponderado de reduzido a moderado (variando de 0,182 a 0,586), sendo praticamente descartada a existência de uma boa coincidência dos resultados. Entretanto, o grupo IIIA (mA = 15 e *voxel* = 0,076mm) apresentou concordância substancial (Kappa ponderado = 0,623) quanto à visualização do canal mandibular (Tabela 6).

No grupo IIIA, os examinadores concordaram que 53,33% dos sítios apresentaram uma excelente qualidade de visualização do canal mandibular, e em 16,67% discordaram, mas o examinador 1 atribuiu à visualização do canal mandibular o escore “bom”, enquanto o examinador 2, “excelente” (Figura 20).

Tabela 6 - Valores Kappa ponderado para avaliação da concordância interexaminadores em relação à visualização do canal mandibular para os diferentes grupos experimentais

Grupos experimentais	Kappa ponderado	IC 95%
IA	0,360	0,154 - 0,566
IB	0,367	0,152 - 0,582
IC	0,586	0,381 - 0,787
IIA	0,182	-0,013 - 0,377
IIB	0,248	0,062 - 0,437
IIC	0,304	-0,003 - 0,612
IIIA*	0,623	0,365 - 0,881
IIIB	0,449	0,239 - 0,649
IIIC	0,533	0,246 - 0,820

Notas: Grupos experimentais: IA-2mA e *voxel* de 0,076mm; IB-2mA e *voxel* de 0,535mm; IC-2mA e *voxel* de 2,1mm; IIA-8mA e *voxel* de 0,076mm; IIB-8mA e *voxel* de 0,535mm; IIC-8mA e *voxel* de 2,1mm; IIIA- 5mA e *voxel* de 0,076mm; IIIB-15mA e *voxel* de 0,535mm; IIIC-15mA e *voxel* de 2,1mm.

\* = Concordância forte, substancial

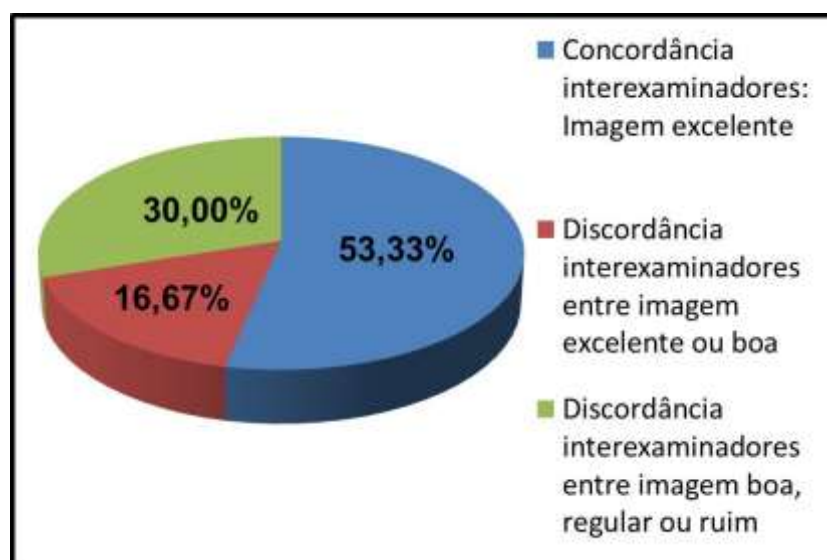


Figura 20 - Avaliação subjetiva interexaminadores em relação à visualização do canal mandibular

Em relação à visualização do canal mandibular, não foi possível determinar a qualidade de imagem desta estrutura nos diferentes grupos experimentais, uma vez que, dos nove grupos preestabelecidos, apenas o grupo IIIA apresentou concordância significativa interexaminadores.

De acordo com os examinadores, 53,33% das imagens do grupo experimental IIIA (15mA e voxel de 0,076mm) apresentaram uma excelente visualização do canal mandibular, e em 16,67% das imagens ocorreu discordância quanto à qualidade de imagem, porém os escores atribuídos pelos examinadores foram próximos de 2 e 3 (bom e excelente). Essa visualização satisfatória do canal mandibular em 70% das imagens avaliadas se deve provavelmente à utilização do valor máximo de mA permitido pelo aparelho Kodak 9000 na aquisição das imagens, sendo este fator o responsável por uma maior quantidade de fótons produzidos em relação a mA mais baixas.

Além disso, a utilização de um *voxel* menor (0,076mm) proporcionou uma maior riqueza de detalhes no canal mandibular, sendo possível distingui-lo do trabeculado ósseo adjacente, como em outros trabalhos em que foi possível observar adequadamente o canal mandibular nas imagens por TCFC com *voxel* de 0,25 mm e *voxel* de 0,46mm (SCHULZE et al., 2005). O resultado também foi semelhante ao estudo que comparou imagens de TCFC com imagens de TC multislice, considerando a imagem do canal mandibular como adequada (MISCHKOWSKI et al., 2008).

Quanto à discordância dos interexaminadores entre os escores 0, 1 e 2 (ruim, regular e bom, respectivamente) para os 30% restantes das imagens do grupo IIIA, os fatores que interferiram na qualidade de imagem do canal mandibular podem não estar relacionados com os parâmetros de aquisição e análise de imagem, mas com as características inerentes do trabeculado ósseo e da corticalização do canal mandibular em cada hemimandíbula (SANTOS, 2010).

### **5.2.3 Delimitação das corticais do canal mandibular**

Quando se avaliou o efeito dos grupos experimentais sobre a determinação das corticais do canal mandibular, a concordância interexaminadores foi entre

fraca e intermediária (Kappa ponderado entre 0,308 e 0,581), sendo praticamente descartada a existência de uma boa coincidência dos resultados obtidos (Tabela 7).

Tabela 7 - Valores Kappa ponderado para avaliação da concordância interexaminadores em relação à delimitação das corticais do canal mandibular para os diferentes grupos experimentais

<b>Grupos experimentais</b>	<b>Kappa ponderado</b>	<b>IC 95%</b>
<b>IA</b>	0, 571	0,505 - 0,637
<b>IB</b>	0,384	0,180 - 0,587
<b>IC</b>	0,341	0,075 - 0,606
<b>IIA</b>	0,560	0,357 - 0,763
<b>IIB</b>	0,314	0,100 - 0,527
<b>IIC</b>	0,387	0,169 - 0,604
<b>IIIA</b>	0,308	0,037 - 0,579
<b>IIIB</b>	0,536	0,285 - 0,788
<b>IIIC</b>	0,462	0,243 - 0,679

Notas: Grupos experimentais: IA-2mA e voxel de 0,076mm; IB-2mA e voxel de 0,535mm; IC-2mA e voxel de 2,1mm; IIA-8mA e voxel de 0,076mm; IIB-8mA e voxel de 0,535mm; IIC-8mA e voxel de 2,1mm; IIIA-15mA e voxel de 0,076mm; IIIB-15mA e voxel de 0,535mm; IIIC-15mA e voxel de 2,1mm.

Apesar de a avaliação subjetiva não apresentar concordância interexaminadores, ao serem comparadas as mensurações de altura e espessura das imagens tomográficas com o padrão-ouro realizadas na fase objetiva deste estudo, evidenciou-se que os examinadores visualizaram corretamente pelo menos a cortical superior do canal mandibular nas imagens de todos os nove grupos experimentais com diferentes valores de mA e voxel, concluindo-se que as imagens da cortical superior do canal mandibular foram adequadas para o diagnóstico em todas as 270 tomografias.

### 5.2.4 Qualidade geral da imagem

No que diz respeito à qualidade geral das imagens, ocorreu uma fraca concordância interexaminadores para todos os grupos experimentais, constatando-se Kappa ponderado reduzido (0,224 a 0,518), sugerindo, assim, que foram utilizados critérios diferentes entre os avaliadores na atribuição dos escores pertinentes à qualidade geral das imagens (Tabela 8).

Tabela 8 - Valores Kappa ponderado para avaliação da concordância interexaminadores em relação à qualidade geral das imagens tomográficas para os diferentes grupos experimentais

Grupos experimentais	Kappa ponderado	IC 95%
IA	0,509	0,448 - 0,570
IB	0,224	0,054 - 0,395
IC	0,377	0,218 - 0,636
IIA	0,518	0,329 - 0,707
IIB	0,251	0,046 - 0,456
IIC	0,313	0,140 - 0,487
IIIA	0,432	0,223-0,498
IIIB	0,468	0,210 - 0,726
IIIC	0,400	0,167 - 0,633

Notas: Grupos experimentais: IA-2mA e voxel de 0,076mm; IB-2mA e voxel de 0,535mm; IC-2mA e voxel de 2,1mm; IIA-8mA e voxel de 0,076mm; IIB-8mA e voxel de 0,535mm; IIC 8mA e voxel de 2,1mm; IIIA-15mA e voxel de 0,076mm; IIIB-15mA e voxel de 0,535mm; IIIC-15mA e voxel de 2,1mm.

Ao avaliar-se a qualidade geral de imagem em relação aos diferentes níveis de mA e voxels, não houve um concordância entre os examinadores, pois o método subjetivo utilizado não absorveu as informações necessárias para conclusão da qualidade geral das imagens analisadas neste estudo. Esse resultado está de acordo com os achados de outros trabalhos que, igualmente, buscaram estratégias para avaliar a qualidade geral de imagem e não obtiveram concordância entre os examinadores. Acredita-se que este item abrange a qualidade de imagem de diversas estruturas anatômicas em um único sítio,

proporcionando opiniões distintas e dificultando a concordância entre os examinadores (DANTAS, 2009; BASTOS, 2011).

### **5.2.5 Aceitabilidade da imagem para mensurações lineares verticais e horizontais**

As imagens ortogonais foram avaliadas subjetivamente, quanto à sua qualidade para a realização de mensurações de altura e espessura óssea, através de valores nominais (sim e não), sendo utilizado o Kappa simples para avaliação da concordância interexaminadores.

Quando avaliados os grupos experimentais de acordo com a mA, independentemente do *voxel* utilizado para análise da imagem, observou-se uma concordância substancial interexaminadores para os grupos I e II, com valores Kappa iguais a 0,616 e 0,688, respectivamente. Já quando comparados os escores atribuídos para as imagens do grupo III, evidenciou-se concordância quase perfeita (Kappa = 0,927).

Já quando avaliados os grupos experimentais de acordo com a mA e o *voxel*, os resultados demonstraram, para os grupos experimentais IA, IIB, IIIB, concordância substancial interexaminadores, com valores de Kappa iguais a 0,660, 0,634 e 0,782, respectivamente. Já quando confrontados os escores atribuídos pelos examinadores para as imagens do grupo IC, observou-se uma concordância quase perfeita, uma vez que o coeficiente Kappa foi superior a 0,80 (Kappa = 0,838) (Tabela 9).

Entretanto, quando avaliados a concordância dos resultados dos grupos experimentais IIC, IIIA, IIIC, os resultados demonstraram valor de Kappa igual a 1 (100%), resultando em uma concordância perfeita interexaminadores (Tabela 9).

Diferentemente dos resultados obtidos para os grupos supracitados, os valores de Kappa para os grupos experimentais IB e IIA não foram estatisticamente significativos, pois houve moderada concordância interexaminadores para o grupo IB (Kappa = 0,410) e concordância muito fraca, possivelmente casual, para o grupo IIA (Kappa = 0,132) (Tabela 9).



Tabela 9 - Valores Kappa simples para avaliação da concordância interexaminadores em relação à aceitabilidade das imagens tomográficas para mensurações de altura e espessura ósseas nos diferentes grupos experimentais

<b>Grupos experimentais</b>	<b>Kappa simples</b>	<b>IC 95%</b>
<b>IA<sup>c</sup></b>	0,660	0,395 - 0,926
<b>IB<sup>b</sup></b>	0,410	0,155 - 0,105
<b>IC<sup>d</sup></b>	0,838	0,532 - 1,145
<b>IIA<sup>a</sup></b>	0,132	-0,220 - 0,485
<b>IIB<sup>c</sup></b>	0,634	0,178 - 1,090
<b>IIC<sup>e</sup></b>	1,000	1,000 - 1,000
<b>IIIA<sup>e</sup></b>	1,000	1,000 - 1,000
<b>IIIB<sup>c</sup></b>	0,782	0,373 - 1,191
<b>IIIC<sup>e</sup></b>	1,000	1,000 - 1,000

Notas: Grupos experimentais: IA-2mA e *voxel* de 0,076mm; IB-2mA e *voxel* de 0,535mm; IC-2mA e *voxel* de 2,1mm; IIA-8mA e *voxel* de 0,076mm; IIB-8mA e *voxel* de 0,535mm; IIC-8mA e *voxel* de 2,1mm; IIIA-15mA e *voxel* de 0,076mm; IIIB-15mA e *voxel* de 0,535mm; IIIC-15mA e *voxel* de 2,1mm.

<sup>a</sup>Concordância muito fraca, possivelmente casual; <sup>b</sup>Concordância moderada; <sup>c</sup>Concordância forte, substancial; <sup>d</sup>Concordância muito forte, quase perfeita; <sup>e</sup>Concordância perfeita.

A aceitabilidade interexaminadores das 270 imagens, independentemente do grupo experimental, foi de 77,41% (209), tendo uma rejeição de 13,33% (36). Em 9,26% (25) das imagens, houve discordância interexaminadores quanto à aceitabilidade, sendo o examinador 1 mais rigoroso na qualificação das imagens para a realização das mensurações lineares verticais e horizontais.

Diante da concordância substancial dos examinadores 1 e 2 sobre a qualidade de imagem tomográfica aceitável para a realização de mensurações lineares vertical e horizontal, o teste qui-quadrado foi utilizado para definir, dentro da concordância interexaminadores, se houve diferença estatística entre os grupos experimentais quanto à aceitabilidade das imagens.

Ao serem avaliados os grupos independentemente do *voxel* utilizado nas análises das imagens, considerando-se apenas a mA, verificou-se que, ao confrontar-se a aceitabilidade dos examinadores para realização das

mensurações nas imagens dos grupos I, II e III, houve diferença estatisticamente significativa quando comparados os grupos I (53,33%) e II (86,66%), e os grupos I (53,33%) e III (92%), com valor de  $p < 0,05$  (Figura 21).

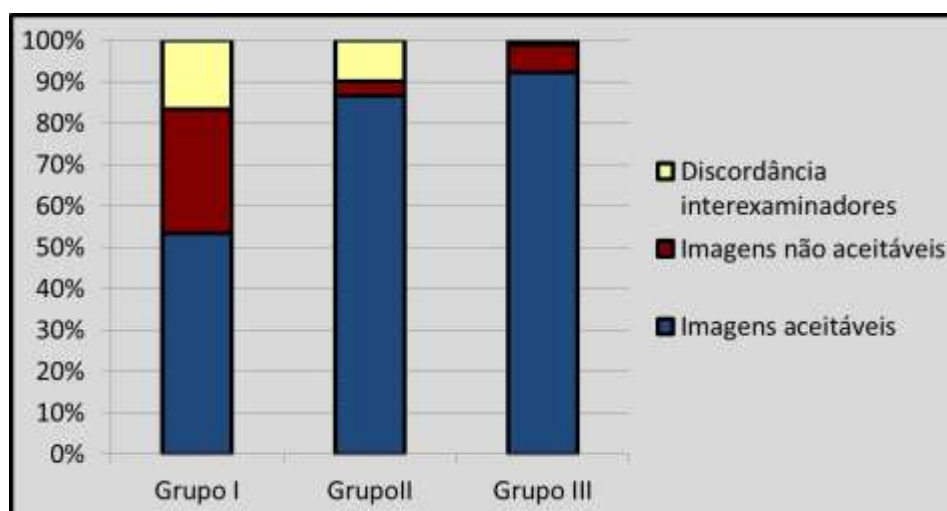


Figura 21 - Avaliação subjetiva da aceitabilidade interexaminadores das imagens tomográficas para medidas de altura e espessura ósseas entre os grupos experimentais I, II e III

Os resultados demonstraram que as imagens do grupo I (2mA) tiveram uma aceitabilidade estatisticamente menor quando comparadas com as dos grupos II (8mA) e III (15mA). Com outros parâmetros para aquisição da imagem mantidos constantes, a redução da mA, e conseqüentemente a dose de radiação, em geral, aumentam o ruído, oferecendo menor qualidade de imagem tomográfica, dificultando a visualização de estruturas delicadas como as corticais ósseas mandibulares e a cortical superior do canal mandibular (LUDLOW et al., 2006; MIRACLE; MUKHERJI, 2009; SUOMALAINEN et al., 2009). Entretanto, quando utilizados valores intermediário (8mA) e máximo (15mA), as imagens foram aceitas, graças à maior nitidez das estruturas anatômicas presentes, proporcionada pela redução do ruído.

A Tabela 10 mostra a classificação das imagens tomográficas de acordo com a aceitabilidade dos examinadores para execução das mensurações nos diferentes grupos experimentais de acordo com mA e *voxel* utilizados para análise

das imagens, além do número de imagens em que houve discordância interexaminadores.

Tabela 10 - Número e porcentagem dos sítios quanto à qualidade de imagem tomográfica aceitável para a realização de mensurações lineares vertical e horizontal

Grupos experimentais	Imagem aceitável		Imagem não aceitável		Discordância interexaminadores	
	Nº de sítios	%	Nº de sítios	%	Nº de sítios	%
IA <sup>c</sup>	10	33,33	15	50,00	5	16,67
IB <sup>b</sup>	12	40,00	9	30,00	9	30,00
IC <sup>d</sup>	26	86,67	3	10,00	1	3,33
IIA <sup>a</sup>	22	73,33	1	3,33	7	23,34
IIB <sup>c</sup>	26	86,67	2	6,67	2	6,66
IIC <sup>e</sup>	30	100,00	0	00,00	0	00,00
IIIA <sup>e</sup>	28	93,33	2	6,67	0	00,00
IIIB <sup>c</sup>	27	90,00	2	6,67	1	3,33
IIIC <sup>e</sup>	28	93,33	2	6,67	0	00,00

Notas: Grupos experimentais: IA- 2mA e *voxel* de 0,076mm; IB- 2mA e *voxel* de 0,535mm; IC- 2mA e *voxel* de 2,1mm; IIA- 8mA e *voxel* de 0,076mm; IIB- 8mA e *voxel* de 0,535mm; IIC- 8mA e *voxel* de 2,1mm; IIIA- 15mA e *voxel* de 0,076mm; IIIB- 15mA e *voxel* de 0,535mm; IIIC- 15mA e *voxel* de 2,1mm.

<sup>a</sup>Concordância muito fraca, possivelmente casual; <sup>b</sup>Concordância moderada. <sup>c</sup>Concordância forte, substancial; <sup>d</sup>Concordância muito forte, quase perfeita; <sup>e</sup>Concordância perfeita.

Nos grupos experimentais IA, IB e IC, ao serem confrontados os escores (0 = não, 1 = sim) atribuídos pelos examinadores à aceitabilidade das imagens, observou-se diferença estatisticamente significativa entre os grupos IA (33,33%) e IC (86,67%), e entre IB (40%) e IC (86,67%), apesar da concordância moderada interexaminadores para o grupo IB ( $p < 0,05$ ) (Figura 22).

Para os grupos experimentais IA, IB e IC empregou-se 2mA na aquisição das imagens, e a variável entre estes grupos foi o *voxel* utilizado na análise das imagens (IA = 0,076mm; IB = 0,535mm; IC = 2,1mm).

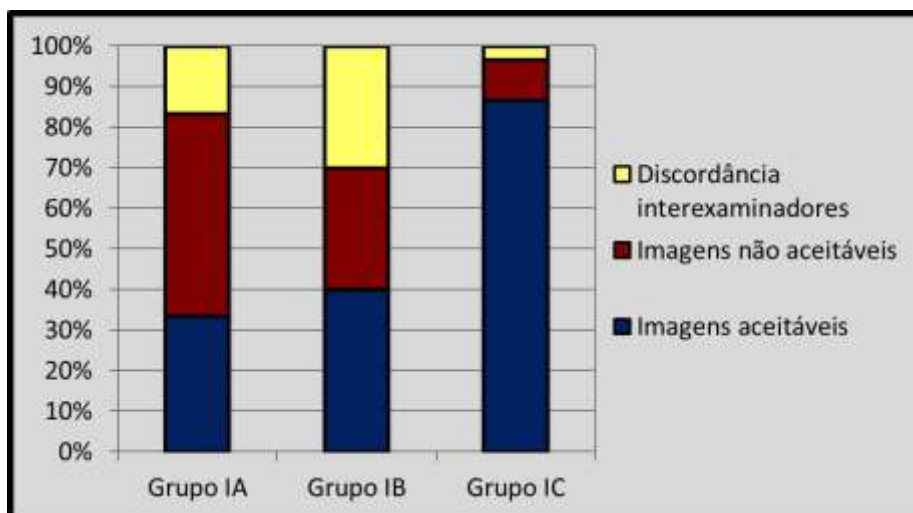


Figura 22 - Avaliação subjetiva da aceitabilidade interexaminadores das imagens tomográficas para medidas de altura e espessura ósseas entre os grupos experimentais IA, IB e IC

Diante dos dados obtidos no grupo I (2mA), observou-se que o grupo experimental com maior tamanho de *voxel* (IC) apresentou uma qualidade de imagem aceitável para a realização das mensurações, o que não aconteceu para os grupos que utilizaram *voxels* menores. Assim, verificou-se que, quando se utilizou o menor valor de mA, apenas as imagens analisadas com o maior tamanho de *voxel* foram consideradas aceitáveis pelos examinadores.

Independentemente dos grupos experimentais estabelecidos neste estudo, todas as aquisições de imagem foram realizadas com *voxel* de 0,076mm, modificando-se apenas o valor da mA. Entretanto, quando o tamanho do *voxel* é diminuído, mais fótons são necessários para aumentar a contagem de fóton-por-*voxel* para a qualidade da imagem permanecer a mesma, sendo necessário aumentar o valor da mA ou o tempo de exposição durante a aquisição da imagem. Diante disso, ao estabelecer-se mA e tamanho de *voxel* reduzidos para os protocolos de aquisição de imagens dos grupos IA, IB e IC, a quantidade de fótons por *voxel* foi insuficiente para determinar uma qualidade de imagem aceitável pelos examinadores quando estas imagens foram analisadas em tamanhos de *voxels* menores (IA e IB), ou seja, a quantidade de ruído presente nas imagens desses grupos foi influenciada tanto pela mA baixa como pela análise da imagem em *voxels* reduzidos. Assim, é necessário aumentar a espessura de corte (IC = 2,1mm) para reduzir a degradação da imagem, obtendo-

se uma maior nitidez das imagens adquiridas com 2mA (ARAKI et al., 2004; KWONG et al., 2008, TANIMOTO; ARAI, 2009; HASSAN et al., 2010).

Apesar de o grupo IIA ter apresentado uma concordância fraca interexaminadores, ficou evidenciado, quando comparados os grupos IIA, IIB e IIC, que não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores atribuídos pelos examinadores quanto à aceitabilidade das imagens ( $p < 0,05$ ) (Figura 23).

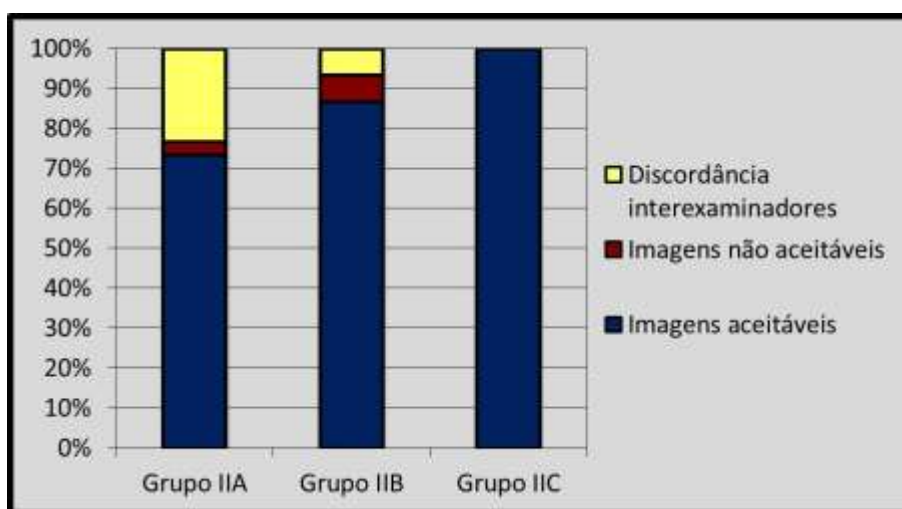


Figura 23 - Avaliação subjetiva da aceitabilidade interexaminadores das imagens tomográficas para medidas de altura e espessura ósseas entre os grupos experimentais IIA, IIB e IIC

No tocante aos três últimos grupos experimentais (IIIA, IIIB e IIIC), quando confrontados em relação à aceitabilidade das imagens, não se constataram diferenças estatisticamente significativas (Figura 24).

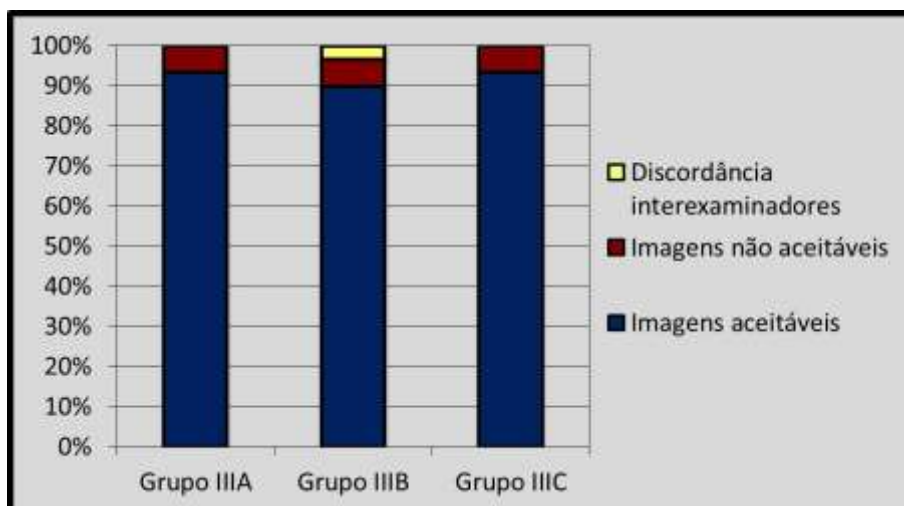


Figura 24 - Avaliação subjetiva da aceitabilidade interexaminadores das imagens tomográficas para medidas de altura e espessura ósseas entre os grupos experimentais IIIA, IIIB e IIIC

Para os grupos experimentais IIA, IIB e IIC, em que variou apenas o *voxel* na avaliação das imagens, mantendo-se 8mA, os valores de imagens aceitáveis foram de 73,33%, 86,67% e 100%, respectivamente. Observou-se uma elevação da aceitação das imagens do menor para o maior tamanho de *voxel*, porém isso não foi constatado estatisticamente (Figura 24).

Já nos grupos experimentais IIIA, IIIB e IIIC, em que os protocolos de aquisição foram de 15mA, a aceitabilidade interexaminadores também foi alta e semelhante (IIIA = 93,33%, IIIB = 90, IIIC = 93,33%), independentemente do *voxel* utilizado na análise das imagens (Figura 24).

Tanto para os grupos experimentais em que a aquisição foi com 8mA (IIA, IIB e IIC), quanto para os grupos em que a aquisição foi com 15mA (IIIA, IIIB e IIIC), a alteração do *voxel* não influenciou estatisticamente na qualidade de imagem para planejamento de implantes osteointegrados, sendo as imagens aceitáveis para o diagnóstico.

Confrontando-se os resultados obtidos na fase objetiva e na fase subjetiva deste estudo, verificou-se que, apesar de os examinadores rejeitarem a maioria das imagens tomográficas dos grupos IA (2mA e *voxel* de 0,076mm) e IB (2mA e *voxel* de 0,535mm) para execução de medidas lineares para implante, na fase objetiva, em que essas mensurações foram realizadas e comparadas com o

padrão-ouro, as medidas realizadas nas imagens foram semelhantes às mensurações nas mandíbulas secas, indicando que, apesar da rejeição das imagens avaliadas do grupos IA e IB, os examinadores executaram as mensurações com precisão. Depreende-se que, apesar de a fase subjetiva rejeitar algumas imagens desses grupos experimentais, a fase objetiva mostra que tanto essas como todas as outras imagens deste estudo possuem qualidade suficiente para identificação do canal mandibular e, conseqüentemente, para o planejamento de implantes osteointegrados na região posterior da mandíbula.

Entretanto, os grupos experimentais que utilização 8mA apresentaram maior acurácia na realização das medidas lineares verticais e horizontais, já na fase subjetiva o grupo que utilizou 8mA com *voxel* de 2,1mm apresentou 100% das imagens aceitáveis para execução destas mensurações, constatando-se um resultado mais confiável quando comparados com os grupos experimentais que utilização 2mA associados a tamanhos de *voxel* de 0,076mm, 0,535mm e 2,1mm e 8mA associados a voxels menores para análises das imagens. Desta maneira, uma vez que os protocolos com 15mA produzem maior dose de radiação, e o maior tamanho de *voxel* utilizado neste estudo promoveu uma maior aceitabilidade das imagens, o protocolo IIC com 8mA e tamanho de *voxel* de 2,1mm devem ser preferencialmente indicados para realização de mensurações lineares e para identificação do canal mandibular.

## **6 CONCLUSÕES**



- ✓ A acurácia das mensurações verticais e horizontais realizadas nas imagens de TCFC em relação às medidas realizadas nas mandíbulas secas demonstrou satisfatória identificação do canal mandibular em todos os protocolos.
- ✓ Não foi possível avaliar subjetivamente a qualidade do rebordo ósseo da mandíbula, a qualidade geral das imagens tomográficas e a qualidade das corticais do canal mandibular.
- ✓ Quanto à avaliação subjetiva da visualização do canal mandibular, só foi possível avaliar a qualidade de imagem desta estrutura no protocolo de aquisição com 15mA e *voxel* de 0,076mm, em que houve visualização satisfatória do canal mandibular em 70% das imagens de TCFC.
- ✓ Os protocolos estudados apresentaram qualidade de imagem semelhante, quando analisada a aceitação da imagem para o realização de mensurações lineares verticais e horizontais, com exceção das imagens adquiridas com 2mA e analisadas com *voxel* de 0,076mm e 0,535mm.
- ✓ Todas as medidas de altura e espessura ósseas, realizadas nas imagens dos diferentes protocolos estudados, não diferiram das medidas reais (padrão-ouro), concluindo-se que todas as imagens possuem qualidade suficiente para identificação do canal mandibular.
- ✓ O protocolo de 8mA associado tamanho de voxel de 2,1mm para análise das imagens deve ser, preferencialmente, indicado na identificação do canal mandibular.

## **REFERÊNCIAS**

ANDERSON, L. C.; KOSINSKI, T. F.; MENTAG, P. J. A review of the intraosseous course of the nerves of the mandible. **Journal of Oral Implantology**, Abington, v.17, n.4, p.394-403, 1991.

ARAI, Y. et al. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. **Dentomaxillofacial Radiology**, Houndsfills, v.28, n.4, p.245-248, Jul.1999.

ARAKI, K. et al. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRaye): system configuration and physical properties. **Dentomaxillofacial Radiology**, Houndsfills, v.33, n.1, p.51-59, Jan. 2004.

AVERY, J. K. **Fundamentos de histologia e embriologia bucal: uma abordagem clínica**. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

BABA, R.; UEDA, K.; OKABE, M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. **Dentomaxillofacial Radiology**, Houndsfills, v.33, n.5, p.285-289, Sep. 2004.

BASTOS, L. C. **Avaliação subjetiva da qualidade da imagem e identificação de defeitos simulados no côndilo mandibular em exame de tomografia computadorizada de feixe cônico reconstruído em diferentes protocolos**. 2011. 72f. Dissertação (Mestrado em Radiologia Odontológica) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2011.

BAVITZ, J. B. et al. An anatomical study of mental neurovascular bundle-implant relationships. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v.8, n.5, p.563-567, Mar.1993.

BIANCHI, S. et al. Image quality analysis and low dose dental CT. **International Congress Series**, v.1281, p.1177-1181, 2005.

BISSOLI, C. F. et al. Importance and applications of cone-beam computed tomography. **Acta Odontológica Venezuelana**, Caracas, v.45, n.4, p.1-8, 2007.

BOLLOBÁS, E. Embryonic development of the mandibular canal. **Acta morphologica Academiae Scientiarum Hungaricae**, Budapest, v.30, n.3-4, p.233-239, 1982.

BRUCATO, F. C. **Tomografia computadorizada volumétrica de feixe cônico no estudo da morfologia do canal radicular**. 2007. 62f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de Taubaté, São Paulo, 2007.

CAVALCANTI, M. **Diagnóstico por imagem da face**. São Paulo: Santos, 2008.

CEDERBERG, R. A. et al. Influence of the digital image display monitor on observer performance. **Dentomaxillofacial Radiology**, Houndsfills, v.28, n.4, p.203-207, Jul. 1999.

- CHÁVEZ-LOMELÍ, M. E. et al. The human mandibular canal arises from three separate canals innervating different tooth groups. **Journal of Dental Research**, Chicago, v.75, n.8, p.1540-1544, Aug. 1996.
- CONNOR, S. E. J. et al. Precision and accuracy of low-dose CT protocols in the evaluation of skull landmarks. **Dentomaxillofacial Radiology**, Houndsmills, v.36, n.5, p.270-276, Jul. 2007.
- COPPEDÉ, C. T. **Estudo da prevalência da posição vestibulo-lingual do canal mandibular por meio da tomografia computadorizada helicoidal**. 2008. 115f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.
- COWEN, A. R. et al. Solid-state, flat-panel, digital radiography, detectors and their physical imaging characteristics. **Clinical Radiology**, Oxford, v.63, n.10, p.487-498, Oct. 2008.
- DAMSTRA, J. et al. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. **American of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St Louis, v.137, n.1, p.1-6, Jan. 2010.
- DANGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia humana sistêmica e segmentar**. 2.ed. São Paulo: Atheneu, 2006.
- DANTAS, J. A. **Tomografia computadorizada de baixa dose para implantes: dosimetria e qualidade de imagem**. 2009. 79f. Tese (Doutorado em Radiologia Odontológica) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2009.
- DARVAPANAH, M.; MARTINEZ, H.; KEBIR, M.; TECUCIANU, J. F. **Manual de implantodontia clínica**. Porto Alegre: Artes Médicas, 2003.
- EKESTUBBE, A. et al. Low-dosetomographic techniques for dental implant planning. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v.5, n.11, p.650-659, Sept./Oct. 1996.
- FIGÚN, M. E.; GARINO, R. R. **Anatomia odontológica funcional e aplicada**. 3.ed. São Paulo: Panamericana, 1994.
- FREITAS, A.; ROSA, J. E.; SOUZA, I. F. **Radiologia odontológica**. 5.ed. São Paulo: Artes Médicas, 2000.
- GABRIEL, A. C. Some anatomical features of the mandible. **Journal of Anatomy**, London, v.92, p.580-586, Oct. 1958.
- GANGULY, R. et al. Accuracy of linear measurement in the Galileos cone beam computed tomography under simulated clinical conditions. **Dentomaxillofacial Radiology**, Houndsmills, v.5, n.40, p.299-305, 2011.

- GARIB, D. G. et al. Tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, Maringá, v.12, n.2, p.139-156, mar./abr. 2007.
- GERSHENSON, A.; NATHAN, H.; LUCHANSKY, E. Mental foramen and mental nerve: changes with age. **Acta Anatomica**, Basel, v.126, p.21-28, 1986.
- GOWGIEL, J. M. The position and course of the mandibular. **Journal of Oral Implantology**, Abington, v.18, n.4, p.383-385, 1992.
- GUERRERO, M. E. et al. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. **Clinical Oral Investigations**, Berlin, v.10, n.1, p.1-7, Mar. 2006.
- GÜNDOĞDU, S. et al. Assessment of image quality of a standard and three dose-reducing protocols in adult cranial CT. **European Radiology**, Berlin, v.15, n.9, p.1959-1968, Dec. 2004.
- HASHIMOTO, K. et al. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**, St. Louis, v.3, n.95, p.371-377, Mar. 2003.
- HASSAN, B. et al. Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. **Clinical Oral Investigations**, Berlin, v.14, n.3, p.303-310, Jun. 2010.
- HATCHER, D. C. Operational principles for cone-beam computed tomography. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, 141, Suppl 3: 3S-6S, Oct. 2010.
- HOFFMANN, E. C. Estudo de parâmetros físicos envolvidos com a qualidade da imagem em tomografia computadorizada de feixe cônico. **Revista de Graduação**, Porto Alegre, 2010. Disponível em: <<http://revistaseletronicas.pucrs.br/ojs/index.php/graduacao/article/view/8754/6141>>. Acesso em: 25 de abril de 2011.
- KAMBUROGLU, K.; KIHÇ, C.; YÜKSEL, S. P. Measurements of canal region obtained by cone-beam computed tomography: a cadaveric. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**, St. Louis, v.2, n.107, p.34-42, Feb. 2009.
- KAMBUROGLU, K.; KURSUN, S. A comparison of the diagnostic accuracy of CBCT images of different voxel resolutions used to detect simulated small internal resorption cavities. **International Endodontic Journal**, Oxford, v.43, n.9, p.798-807, Sep. 2010.

KIESER, J. A.; PAULIN, M.; LAW, B. Intrabony course of the inferior alveolar nerve in the edentulous mandible. **Clinical Anatomy**, New York, v.17, n.2, p.107-111, Mar. 2004.

KILIC, C. et al. The position of the mandibular canal and histologic feature inferior alveolar nerve. **Clinical Anatomy**, New York, v.23, n.1, p.34-42, Jan. 2010.

KIM, S. T. et al. Location of the mandibular canal and the topography of its neurovascular structures. **The Journal of Craniofacial Surgery**, Boston, v.20, n.3, p.936-939, May 2009.

KJAER, I. Formation and early prenatal location of the human mental foramen. **Scandinavian Journal of Dental Research**, Copenhagen, v.97, n.1, p.1-7, Feb. 1989.

KLAMT, C. B. **Análise subjetiva da qualidade da imagem tomográfica de estruturas anatômicas mandibulares de acordo com o tamanho do voxel.** 2011. 61f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2011.

KOBAYASHI, K. et al. Accuracy in measurements of distance using limited cone-beam computerized tomography. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v.2, n.19, p.228-231, Mar./Apr. 2004.

KWONG J. C. et al. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. **American of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v.133, n.2, p.317-327, Feb. 2008.

LANDIS, J. R.; KOCH, G. G. The measurement of observer agreement for categorical data. **Biometrics**, Alexandria, v.33, n.1, p.159-174, Mar. 1977.

LIANG, X. et al. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice (MSCT) Part I. On subjective image quality. **European Journal of Radiology**, Oxford, v.75, n.2, p.265-269, Aug, 2009.

LIEDKE, G. S. et al. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. **Journal of Endodontics**, Chicago, v.35, n.2, p.233-235, Feb. 2009.

LOUBELE, M. et al. Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**, St. Louis, v.105, n.4, p.512-518, Apr. 2008.

LUDLOW, J. B. et al. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray NewTom 3G and i-Cat. **Dentomaxillofacial Radiology**, Houndsfills, v.35, n.4, p.219-226, Jul. 2006.

LUND, H.; GRÖNDAHL, K.; GRÖNDAHL, H. G. Accuracy and precision of linear measurements in cone beam computed tomography Accuitomo® tomograms

obtained with different reconstruction techniques. **Dentomaxillofacial Radiology**, Houndsmills, v.6, n.38, p.379-386, Sep. 2009.

MADEIRA, M. C. **Anatomia da face**: bases anatomofuncionais para a prática odontológica. 5.ed. São Paulo: Sarvier, 2004.

MARTIN, C. J.; SHARP, P. F.; SUTTOM, D. G. Measurement of image quality in diagnostic radiology. **Applied Radiation and Isotopes**, Oxford, v.50, n.1, p.21-38, Jan.1999.

MIRACLE, A. C.; MUKHERJI, S. K. Cone beam CT of the head and neck, Part 1: physical principles. **American Journal of Neuroradiology**, Oak Brook, v.30, n.6, p.1088-1095, Jun. 2009.

MISCH, C. E. **Implantes dentais contemporâneos**. 3.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008.

MISCHKOWSKI, R. A. et al. Diagnostic quality of multiplanar reformations obtained with a newly developed cone beam device for maxillofacial imaging. **Dentomaxillofacial Radiology**, Houndsmills, v.37, n.1, p.1-9, Jan. 2008.

MOLTENI, R. The so-called cone beam computed tomography technology. **Dentomaxillofacial Radiology**, Houndsmills, v.37, n.8, p.447-478, Dec. 2008.

MOORE, K. L.; PERSAUD, T. V. N. **Embriologia básica**. 5.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

MOTTA, A. T. S. **Avaliação da cirurgia de avanço mandibular por meio de superposição de modelos tridimensionais**. 2007. 87f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.

MOZZO, P. et al. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **European Radiology**, Denmark, v.8, n.9, p.1558-1564, Jul. 1998.

NASEL, C. J. O. et al. Osteometry of the mandible performed using dental MR imaging. **American Journal of Neuroradiology**, Baltimore, v.7, n.20, p.1221-1227, Aug.1999.

NEDELMAN, C. I.; BERNICK, S. The significance of age changes in human alveolar mucosa and bone. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v.39, n.5, p.495-501, May 1978.

NGEOW, W.C.; YUZAWATI, Y. The location of the foramen in a selected Malay population. **Journal Oral Science**, Tokyo, v.45, n.3, p.171-175, Sep. 2003.

PÁLSSON, S. R.; KJAER, I. Morphology of the mandibular canal and the angulation between the mandibular and mental canals in dry skulls. **European Journal of Orthodontics**, London, v.31, n.1, p.59-63, Feb. 2009.

PATEL, S. et al. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. **International Endodontic Journal**, Oxford, v.40, n.10, p.818-830, Oct. 2007.

PELTONEN, L. I. et al. Limited cone-beam computed tomography imaging of the middle ear: a comparison with multislice helical computed tomography. **Acta Radiologica**, Stockholm, v.48, n.2, p.207-212, Mar. 2007.

PINSKY H. M. et al. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. **Dentomaxillofacial Radiology**, Houndsmills, v.35, n.6, p.410-416, Nov. 2006.

PINTO, D. et al. Good agreement between questionnaire and administrative databases for health care use and costs in patients with osteoarthritis. **BMC: Medical Research Methodology**, London, v.45, n.11, p.1-11, Apr. 2011.

POLLAND, K. E. et al. The mandibular canal of the edentulous jaw. **Clinical Anatomy**, New York, v.14, n.6, p.445-452, Nov. 2001.

RAZAVI, T. et al. Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.21, n.7, p.718-725, Jul. 2010.

RIBEIRO, L. D.; FURQUIM, T. A. C. Estudo do desempenho de monitores LCD em radiologia com imagem digital. **Revista Brasileira de Física Médica**, v.4, n.2, p.27-30, 2010.

RODRIGUES, A. F.; VITRAL, R. W. F. Aplicações da tomografia computadorizada na odontologia. **Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada**, João Pessoa, v.7, n.3, p.317-324, set./dez. 2007.

RODRIGUES, M. G. S. et al. Tomografia computadorizada por feixe cônico: formação da imagem, indicações e critérios para prescrição. **Odontologia Clínica-Científica**, Recife, v.9, n.2, p.115-118, abr./jun. 2010.

RUSTEMEYER, P.; STREÜBUHR, U.; SUTTMOELLER, J. Low-dose dental computed tomography: significant dose reduction without loss of image quality. **Acta Radiologica**, Stockholm, v.45, n.8, p.847-853, Dec. 2004.

SANTOS, C. O. **Avaliação da anatomia neurovascular da mandíbula por meio de tomografia computadorizada de feixe cônico**. 2010. 111f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Bauru, 2010.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **Journal of the Canadian Dental Association**, Toronto, v.72, n.1, p.75-80, Feb. 2006.

SCHULZE, D. et al. Evaluation of quality of reformatted images from two cone-beam computed tomographic systems. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, Edinburgh, v.33, n.1, p.19-33, Feb.2005.



SIEWERDSEN, J. H. et al. Volume CT with a flat-panel detector on a mobile, isocentric c-arm: pre-clinical investigation in guidance of minimally invasive surgery. **Medical Physics**, Lancaster, v.32, n.1, p.241-254, Jan. 2005.

SIRIN, Y. et al. The influence of secondary reconstruction slice thickness on NewTom 3G cone beam computed tomography-based radiological interpretation of sheep mandibular condyle fractures. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**, St. Louis, v.110, n.5, p.638-647, Nov. 2010.

SOHAIB, S. A. et al. The effect of decreasing mAs on image quality and patient dose in sinus CT. **The British Journal of Radiology**, London, v.74, n.878, p.157-161, Feb. 2001.

STRATEMANN, S. A. et al. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. **Dentomaxillofacial Radiology**, Houndsfills, v.37, n.2, p.80-93, Feb. 2008.

SUOMALAINEN, A. et al. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. **Dentomaxillofacial Radiology**, Houndsfills, v.38, n.6, p.367-378, Sep. 2009.

TANIMOTO, H.; ARAI, Y. The effect of voxel size on image reconstruction in cone-beam computed tomography. **Oral Radiology**, Tokyo, v.25, n.2, p.149-153, 2009

TOLEDO FILHO, J. L.; MARZOLA, C.; TOLEDO NETO, J. L. Estudo morfométrico seccional da mandíbula aplicado às técnicas de implantodontia, cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial. **Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru**, Bauru, v.6, n.1, p.23-39, jan./mar. 1998.

TORRES, M. G. G. **Avaliação de doses referenciais e acurácia de mensurações lineares obtidas em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico adquiridos com diferentes tamanhos de voxel**. 2009. 58f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2009.

TORRES, M. G. G. et al. Avaliação de doses referenciais obtidas com exames de tomografia computadorizada de feixe cônico adquiridos com diferentes tamanhos de voxel. **Dental Press Journal of Orthodontics**, Maringá, v.15, n.5, p.42-43, Oct. 2010.

ULM, C. W. et al. Location of the mandibular canal within the atrophic mandible. **British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery**, Edinburgh, v.31, n.6, p.370-375, Dec. 1993.

VELAYOS, J. L.; SANTANA, H. D. **Anatomia da cabeça e pescoço**. 3.ed. Porto Alegre: Artmed, 2004.

WECKER, J. E. **Nervos cranianos** [2009?]. Disponível em:  
<<http://www.auladeanatomia.com/neurologia/nervoscranianos.htm>>. Acesso em: 6 jul. 2009.

WHITE, S. C.; PHAROAH, M. **Radiologia oral: fundamentos e interpretação**. 5.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2007.

XIE, Q. et al. Resorption of the mandibular canal wall in the edentulous aged population. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v.77, n.6, p.596-600, June 1997.

**ANEXOS**

## ANEXO A – Folha de Rosto para Pesquisa Envolvendo Seres Humanos



MINISTÉRIO DA SAÚDE  
Conselho Nacional de Saúde  
Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP

FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS				FR - 403113	
Projeto de Pesquisa Identificação do Canal Mandibular a partir de Diferentes Protocolos de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico					
Área de Conhecimento 4.00 - Ciências da Saúde - 4.02 - Odontologia - Diag.				Grupo Grupo III	Nível Diagnóstico
Área(s) Temática(s) Especial(s)					Fase Não se Aplica
Unitermos Canal Mandibular, Tomografia Computadorizada de feixe Cônico, Qualidade de imagem					
Sujeitos na Pesquisa					
Nº de Sujeitos no Centro 10	Total Brasil 10	Nº de Sujeitos Total 10	Grupos Especiais		
Placebo NAO	Medicamentos HIV / AIDS NÃO	Wash-out NÃO	Sem Tratamento Específico NÃO	Banco de Materiais Biológicos NÃO	
Pesquisador Responsável					
Pesquisador Responsável Cynthia Coelho Simões			CPF 952.087.985-49	Identidade 07691206-01	
Área de Especialização			Maior Titulação MESTRADO	Nacionalidade BRASILEIRA	
Endereço R. Albatroz, n.213, Ed. Gaivota, apt.701			Bairro Imbui	Cidade SALVADOR - BA	
Código Postal 41720-420	Telefone 8833-3305 / 71-3234-0061		Fax	Email cincoelho@bol.com.br	
Termo de Compromisso					
Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Res. CNS 196/96 e suas complementares. Comprometo-me a utilizar os materiais e dados coletados exclusivamente para os fins previstos no protocolo e publicar os resultados sejam eles favoráveis ou não.					
Aceito as responsabilidades pela condução científica do projeto acima.					
Data: ____/____/____			Assinatura _____		
Instituição Proponente					
Nome Comitê de Ética em Pesquisas - Instituto de Saúde Coletiva / UFBA		CNPJ 15.180.714/0001-04		Nacional/Internacional Nacional	
Unidade/Órgão Faculdade de odontologia UFBA		Participação Estrangeira NÃO		Projeto Multicêntrico NÃO	
Endereço Rua Basílio da Gama S/N Campus Universitário do Canela		Bairro Canela		Cidade Salvador - BA	
Código Postal 40110040	Telefone (71) 3283 - 7441		Fax (71) 3283 - 7460	Email cepisc@ufba.br	
Termo de Compromisso					
Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Res. CNS 196/96 e suas complementares e como esta instituição tem condições para o desenvolvimento deste projeto, autorizo sua execução.					
Nome: _____			Assinatura _____		
Data: ____/____/____					

**ANEXO B – Aprovação do comitê de ética da Faculdade de Odontologia da UFBA**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

**APROVAÇÃO**

Os membros do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da UFBA, em sessão ordinária no dia 16 de março de 2011 resolveu através do Parecer Consubstanciado nº 02/11 aprovar o projeto de pesquisa “Identificação do canal mandibular a partir de diferentes protocolos de tomografia computadorizada de feixe cônico”, da pesquisadora Cinthia Coelho Simões, área temática Grupo III, registro no SISNEP FR 403113, CAAE 0001.0.368.000-11.

Salvador, 21 de março de 2011.

Prof. Dr. **André Carlos de Freitas**  
Coordenador do CEP FOUFBA

**ANEXO C** – Modelo de ficha de avaliação para realização das mensurações verticais e horizontais nas imagens tomográficas.

### AVALIAÇÃO DAS MEDIDAS LINEARES DAS IMAGENS

Avaliação : \_\_\_\_\_

Avaliador(a): \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Hora: \_\_\_\_\_

- Nos exames de 1 a 30, determine a altura e a espessura óssea em cada um dos cortes ortogonais correspondentes aos marcadores radiodensos (marcadores esféricos vazados e cones de guta-percha) em três tamanhos de voxel: 0,076mm; 0,535mm e 2,1mm.
- O sítio 1, sítio 2 e sítio 3 correspondem aos sítios localizados próximo ao forame mental, intermediário e próximo ao ângulo mandibular interno, respectivamente;
- A largura deve ser mensurada, tendo como referência a cortical superior do canal mandibular, do limite externo da cortical vestibular ao limite externo da cortical lingual.
- A altura de ser mensurada perpendicular a linha de espessura, desde o teto do canal mandibular até a margem do rebordo ósseo superior.

Número do exame: \_\_\_\_\_ Tamanho do voxel: \_\_\_\_\_

	Sítio 1	Sítio 2	Sítio 3
Espessura óssea			
Altura óssea			

**ANEXO D** – Modelo de ficha de avaliação para realização das mensurações verticais e horizontais nas mandíbulas secas (padrão-ouro).

**AVALIAÇÃO DAS MEDIDAS LINEARES DAS PEÇAS ÓSSEAS  
(PADRÃO OURO)**

Avaliador(a): \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Hora: \_\_\_\_\_

- Nas hemimandíbulas de 1 a 10, determine a altura e a espessura óssea em cada um dos cortes ortogonais correspondentes as linhas tracejadas nos sítio 1, sítio 2 e sítio 3.
- O sítio 1, sítio 2 e sítio 3 correspondem aos sítios localizados próximo ao forame mental, intermediário e próximo ao ângulo mandibular interno, respectivamente;
- A largura deve ser mensurada, tendo como referência a cortical superior do canal mandibular, do limite externo da cortical vestibular ao limite externo da cortical lingual.
- A altura deve ser mensurada desde o teto do canal mandibular até a margem do rebordo ósseo superior.

Hemimandíbula: \_\_\_\_\_

	Sítio 1	Sítio 2	Sítio 3
Espessura óssea			
Altura óssea			

**ANEXO E – Modelo de ficha de avaliação de qualidade de imagem tomográfica.****AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM**

Avaliador: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Hora: \_\_\_\_\_

- Cada exame deverá ser analisado em três tamanhos de voxel (0,076mm, 0,535mm e 2,1mm) para os três sítios marcados.
- O sítio 1, sítio 2 e sítio 3 correspondem aos sítios localizados próximo ao forame mental, intermediário e próximo ao ângulo mandibular interno, respectivamente;
- Analise os seguintes exames de maneira que as imagens marcadas tenham os fatores F1, F2, F3 e F4 avaliados de acordo com os seguintes escores:

0 – Ruim      1 – Regular      2 – Boa      3 – Excelente

- A questão da aceitabilidade da imagem para a realização de mensurações de altura e espessura ósseas deve ser respondida com “sim” ou “não”.

Número do exame: \_\_\_\_\_ Tamanho do voxel: \_\_\_\_\_

	Sítio 1	Sítio 2	Sítio 3
F1- Determinação das corticais mandibulares (superior e inferior);			
F2- Visualização do canal mandibular			
F3 – Delimitação da cortical do canal mandibular			
F4 – Qualidade geral da imagem			
Esta imagem é considerada aceitável para realização de altura e espessura ósseas?			